



УНИВЕРЗИТЕТ У НИШУ  
МАШИНСКИ ФАКУЛТЕТ У НИШУ



мр Милош С. Ристић

**АНАЛИЗА ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ  
ПЕРСОНАЛИЗОВАНИХ ИМПЛАНТАТА  
МЕТОДАМА ВЕШТАЧКЕ ИНТЕЛИГЕНЦИЈЕ**

докторска дисертација

Ниш, 2016.



**UNIVERSITY OF NIŠ  
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING**



**Miloš S. Ristić, M.Sc., Dipl.-Ing.**

**CUSTOMIZED IMPLANTS  
MANUFACTURABILITY ANALYSIS  
USING ARTIFICIAL INTELLIGENCE METHODS**

doctoral dissertation

Niš, 2016.

## Подаци о докторској дисертацији

Ментор: др Миодраг Манић, редовни професор,  
Универзитет у Нишу, Машински факултет

Наслов: **Анализа технологичности персонализованих имплантата  
методама вештачке интелигенције**

Резиме: Персонализовани имплантат спада у сложене слободне геометријске форме. Захтеви за његовом тачношћу, правилним избором материјала и временом његове израде захтевају да се још у фази конструисања доносе исправне одлуке. Због тога је анализа технологичности израде персонализованог имплантата и примена метода вештачке интелигенције веома значајна.

Најпре ће се креирати модел знања персонализованог имплантата и развити систем за аквизицију, систематизацију и моделирање знања о пројектовању и изради персонализованог имплантата. Формирањем база знања, ствара се основа за креирање адаптивбилног експертног система за анализу технологичности персонализованог имплантата. Он ће бити део система за пројектовање, производњу и праћење токова рада, базираног на веб технологијама.

Научна област: Машинско инжењерство

Научна  
дисциплина: Производни системи и технологије

Кључне речи: Анализа технологичности, Вештачка интелигенција,  
Адаптибилни експертни систем, Персонализовани имплантати

УДК: 621.7:617-089.843]:004.89(043.3)

CERIF  
класификација: Т 130, Производна технологија  
Т 210, Машинство, хидраулика, вакуумска технологија и  
акустички инжењеринг

Тип лиценце  
Креативе заједнице: CC BY-NC-ND

## Data on doctoral dissertation

Doctoral Supervisor:	Dr. Miodrag Manić, Full professor, University of Niš, Faculty of Mechanical Engineering
Title:	<b>Customized implants manufacturability analysis using artificial intelligence methods</b>
Abstract:	<p>Customized implants are complex free geometrical forms. Requests for its precision, appropriate material selection and manufacturing time require that even at the designing phase right decisions are made. That is why customized implant manufacturability analysis and the use of artificial intelligence are very important.</p> <p>Customized implant knowledge model will be created and system for acquisition, systematization, and modeling of knowledge about customized implant designing and manufacturing will be developed. By creating knowledge basis we make a foundation for creating adaptable expert system for customized implant manufacturability analysis. It will be a part of a system for designing, manufacturing and monitoring workflow, based on web technologies.</p>
Scientific Field:	Mechanical Engineering
Scientific Discipline:	Production systems and technology
Key Words:	Manufacturability Analysis, Artificial Intelligence, Adaptive Expert System, Customized Implants
UDK:	621.7:617-089.843]:004.89(043.3)
CERIF Classification:	T130 Production technology T210 Mechanical engineering, hydraulics, vacuum technology, vibration and acoustic engineering
Creative Commons License Type:	CC BY-NC-ND



## **Захвалност аутора**

*Ова докторска дисертација, са једне стране, представља логички наставак истраживања представљених у мом магистарском раду. Са друге стране, захваљујући искуствима и резултатима колега ангажованих на пројекту III 41017 ВИХОС, обезбеђена је широка основа и подршка за моја истраживања и рад на тему дисертације. Због свега овог, осећам захвалност према онима који су ми помагали и подржавали током њене израде.*

*Пре свих, осећам захвалност према свом ментору, проф. др Миодрагу Манићу, на перманентној и свестраној подршци, мотивацији и усмеравању током израде дисертације. Посебно желим да изразим захвалност на указаном поверењу. Савети, упутства и сугестије били су од неизмерне помоћи у протеклим годинама. Велику захвалност дугујем и проф. др Драгану Мишићу на помоћи око концептуалног развоја и реализације система за анализу технологичности, који је саставни део дисертације. Такође, веома сам захвалан професорима др Мирославу Трајановићу, др Горану Девеџићу и др Милошу Стојковићу, на сугестијама, идејама и подстицајима.*

*Част и велико задовољство је било сарађивати са проф. др Милорадом Митковићем, дописним чланом САНУ. Захвалан сам на разговорима и интервјуима вођеним у циљу аквизиције експертског знања.*

*Изузетно велику захвалност дугујем колеги Милошу Косановићу, без чије помоћи и велике посвећености у развоју адаптивбилног експертног система, ова дисертација не би још била завршена. Захвалност дугујем и Дарку Костићу, на помоћи око веб дизајна апликације.*

*Овим путем се захваљујем свим мојим пријатељима који су у протеклом периоду имало довољно стрпљења за мене и мој рад и који су разумели посвећеност овој дисертацији.*

*Највећу захвалност дугујем својој породици и родитељима. Неизмерна љубав, подршка, пожртвованост, ангажовање, стрпљење, ведрина и осмеси који су ми подарени у тешким тренуцима веома су ми значили и значе ми и даље. Они ме подсећају да све треба радити са осмехом и љубављу.*

У Нишу, августа 2016.

  
Милош Ристић

*Лазару ...*

## РЕЗИМЕ

Имплантант, као медицинско средство или материјал, пројектује се и израђује са циљем да се искористи за: поправку или замену недостајуће биолошке структуре; за подршку оштећеној биолошкој структури; или фиксирање постојеће биолошке структуре. У медицини се користе конвенционални-стандардизовани имплантати, а све више и персонализовани имплантати. Методе израде конвенционалних имплантаната омогућују да се одређени делови производе у стандардно дефинисаном опсегу. Такви имплантати не могу адекватно да одговоре специфичним потребама пацијената, чиме је и постоперативни опоравак отежан. Данас је све већа примена имплантата прилагођених потребама пацијента, тзв. персонализованих имплантата. Њихова примена има позитиван утицај на пацијенте, али са друге стране захтева више времена за пред-оперативно планирање и израду.

Геометрија и топологија персонализованих ортопедских имплантата у потпуности треба да одговара анатомији и морфологији изабране кости пацијента. Они могу бити веома сложеног облика, без правилних геометријских облика, и спадају у тзв. слободне форме.

Имплантати могу да се израђују од различитих врста биокомпатибилних материјала (специјални нерђајући челици и њихове легуре, титанијумске легуре, легуре кобалта, керамика, полимери, као и биоразградиви материјали). Сваки од ових материјала има своје специфичне карактеристике које га квалификују за одређене врсте и облике имплантата. Такође постоје разноврсни технолошки поступци обраде ових материјала, будући да се као сировински материјали могу наћи у чврстом стању или у облику праха. Методе њихове стерилизације и припреме за уградњу могу бити различите и могу да утичу на измене структуре материјала.

Цена материјала за имплантате као и цена технологије њихове израде је специфично висока. Због тога, посебан изазов у производњи имплантата представља избор оптималног материјала и технолошког поступка израде, при чему, истовремено, имплантат мора бити прихватљив са становишта уградње и био-медицинске апликације. У неким ситуацијама брзина њихове израде је од пресудног значаја. С обзиром на сложеност и јединственост, односно непоновљивост облика персонализованих имплантата, те, према томе, и чињенице да се такви имплантати израђују у условима који одликују тзв. појединачну производњу, адитивне технологије се намећу као оптималан избор за њихову израду.

Све ово захтева специфично знање различитих експерата који учествују у пројектовању, изради, уградњи и праћењу понашања имплантата у биолошкој средини, па све до рециклаже. Од пројектанта се захтева да још у фази конципирања решења доноси правилне одлуке о избору класе и врсте материјала, као и о технологијама израде персонализованог имплантата. За то су потребна, поред теоретских знања, и искуствена знања лекара који су уграђивали и пратили пост оперативни ток пацијената. Та знања је потребно имплементирати у симултани процес пројектовања геометрије, топологије и технологије израде имплантаната.

Програмски пакети за анализу технологичности конструкције заснивају се на примени појединих методологија вештачке интелигенције (као што су експертни системи, генетски алгоритми, неуронске мреже, итд.). Анализом проблема са аспекта расположивих информација и ресурса, адаптивни експертни системи, који користе велике скупове база података и правила, препознати су као најподеснији за ову намену.

За те потребе је, у оквиру истраживања у дисертацији, развијен модел знања персонализованог имплантата из домена пројектовања геометрије и технологије израде, на који (може да) утиче знање о уградњи и био-медицинској примени. Он садржи све релевантне податке за доношења одлуке о његовом облику и технологији израде. Полазећи од модела знања развијен је систем за аквизицију теоретских и искуствених знања о пројектовању и изради персонализованих имплантата. Та знања су уграђена у адаптивни експертни систем за анализу технологичности персонализованих имплантата. Креирани модел знања имплантата са чињеницама, њиховим описом и вредностима (опсегом), представља „улазне податке“ у експертни систем.

Концепт развијеног система заснован је на независним модулима који функционишу унутар експертног система. Како би систем учинили приближнијим корисницима, део система пројектован је као фази експертни систем. На тај начин лингвистички изрази и начин изражавања људи постаје начин комуникације са системом, у коме су једнозначне вредности фазификоване.

Систем за анализу тенхологичности се састоји из пет модула:

- *Модул за верификацију модела*, којим се проверава постојећи дизајн и његова прилагођеност оперативном поступку (самој уградњи);

- *Модул за препоруку класе материјала*, којим се кориснику на основу почетних подешавања препоручује класа материјала од које треба израдити имплантат. Ова препорука није обавезујућа нити ограничавајућа по питању даље претраге;
- *Модул за избор материјала* даје кориснику листу ранжираних доступних материјала према дефинисаним критеријумима;
- *Модул за избор технологије израде* разматра доступне технолошке поступке, машине и друге ресурсе;
- *Модул за (пр)оцену цене* персонализованог имплантата рангира доступне технологије и материјале у заједничку функцију, приказујући при том очекиване трошкове израде.

Избор и рангирање технолошких поступка израде имплантата врши се на основу база знања, тј. правила о технологијама, процесима, обрадама, итд. Тиме се обезбеђује да експертни систем на основу знања стручњака-експерта трансформисаног у адекватне базе података и базе правила аутоматизовано доноси закључке и одлуке о избору материјала и поступку израде имплантата.

Експертни система на овај начин омогућава кориснику коришћење знање стручњака који нису присутни, или нису чланови тима, и да помогне у доношењу одлука. Захваљујући аквизицији знања добијеног током вођења интервјуа са водећим експертима у области ортопедске хирургије, добијена је релевантна база знања. Ово знање се може надограђивати новим знањем и правилима на релативно једноставан начин, захваљујући експертној љусци Jess и њеној компатибилности са Java програмским језиком, који су коришћени у развој овог адаптивбилног експертног система.

Комплетни систем ради у веб окружењу као део система за подршку при одлучивању и може се повезати са информационим системима за управљање и праћење активности током израде имплантата. У дисертацији је и приказана комуникација адаптивбилног експертног система са WfMS-MD системом. Захваљујући таквом информационом систему, није потребно мануелно подешавати систем, већ се претходно унети подаци о пацијенту, његовом стању и сл. читавају директно у систем, а систем у жељеном облику враћа информационом систему генерисан излазни фајл.

Рад система за анализу технологичности персонализованих имплантата успешно је верификован на примерима имплантата типа персонализоване плочице, као и на запреминском коштаном персонализованом имплантату.

## ABSTRACT

Implant as a medical device or material, is designed and manufactured in order to repair or replace the missing biological structure; to support the damaged biological structure; or fix an existing biological structure. Conventional-standardized implants are used in medicine, but the use of customized implants is also becoming common/increasingly spread. The methods of manufacturing conventional implants allow the production of certain parts in the standard defined range. Such implants are not adequate to meet the specific needs of patients, which makes the postoperative recovery more difficult. Nowadays, the implants adapted to the needs of a patient, so-called customized implants, are being increasingly used. Their application has a positive impact on patients, but on the other hand requires more time for the pre-operative planning and preparation.

Geometry and topology of customized orthopedic implants should completely correspond to the anatomy and morphology of the selected bone of the patient. They can have very complex shapes, without regular geometric shapes, and belong to the so-called free forms.

The implants can be made of different types of biocompatible materials (stainless steels and special alloys, titanium alloys, cobalt alloys, ceramics, polymers, as well as biodegradable materials). Each of these materials has its own specific characteristics that make it eligible for certain types and shapes of implants. Also, there is a variety of manufacturing techniques for processing these materials, since the raw materials can be found either in the solid state or in the form of a powder. Their methods of sterilization and preparation for implantation may be different and may cause changes in the structure of the material.

The price of the implant materials as well as the price of the manufacturing technology is specifically high. Therefore, a particular challenge in implant manufacturing is a selection of the optimal material and manufacturing technique, while at the same time, the implant must be acceptable from the aspect of implementation and bio-medical applications. In some cases, the manufacturing speed is crucial. Given the complexity and uniqueness, meaning uniqueness of customized implant form and, therefore, the fact that such implants are manufactured under conditions that are characterized by the so-called individual production, additive technology emerge as the optimal choice for their manufacturing

All this requires specific knowledge of various experts involved in the design, manufacturing, implantation and monitoring the behavior of biological implants in the biological environment, all the way to recycling. Already at the preliminary design stage, it is

necessary that the developer makes the right decisions related to the selection of classes and types of materials, as well as the customized implant manufacturing technologies. This requires, in addition to theoretical knowledge, experiential knowledge of medical doctors who had already implanted and monitored the course of postoperative period. This knowledge should be implemented in a simultaneous process of designing geometry, topology and technology of implant manufacturing.

Software packages for product manufacturability analysis are based on the application of certain methodology of artificial intelligence (such as expert systems, genetic algorithms, neural networks, etc.). The analysis of the problem in terms of available information and resources, adaptable expert systems, which use large sets of databases and rulebases, have been identified as the most suitable for this purpose.

For these purposes, in the context of the research in the dissertation, customized implant knowledge model was developed, in the field of implant geometry design and manufacturing technology, which is (may be) affected by the knowledge on the implantation and bio-medical application. It contains all relevant information for making decisions on its form and manufacturing technology. Based on the knowledge model, a system was developed for the acquisition of theoretical and practical knowledge of customized implants design and manufacturing. This knowledge is built into adaptable expert system for customized implant manufacturability analysis. The created implant knowledge model with the facts, their description and values (range) presents the "input" for the expert system.

The concept of the developed system is based on independent modules that work within the expert system. In order to make the system user friendly, part of the system was designed as a fuzzy expert system. In this way, linguistic variables and human expressions become a way of communicating with the system, in which specific values are fuzzyficated.

Manufacturability analysis system consists of five modules:

- *Module for model verification*, which checks the existing design and its adjustment to the surgery procedure (the implantation);
- *Module for materials class recommendation* is used to recommend the user, on the basis of the initial settings, the material class which should be used for the implant manufacturing. This recommendation is not binding nor limiting regarding the further search;

- *Module for the material selection* gives the user a list of available materials ranked by defined criteria;
- *Module for the manufacturing technology selection* considers the available technological processes, machines and other resources;
- *Module for the price assessment* of customized implants ranks available technologies and materials in joint function, presenting the expected manufacturing costs.

The selection and ranking of the technological process of implant manufacturing is done on the basis of the knowledge base, ie. the rules on technologies, procedures, processing, etc. This ensures that expert system based on the knowledge of a professionals-experts transformed into a proper database and rulebase automatically makes conclusions and decisions about the selection of materials and the process of making the implant.

Expert system in this way allows the user to use the knowledge of experts who are not present or are not members of a team, and helps in decision making. Due to the acquisition of knowledge obtained through the interviews with leading experts in the field of orthopedic surgery, the relevant knowledge base was developed. This knowledge can be upgraded with new knowledge and rules in a relatively simple way, thanks to the expert shell Jess and its compatibility with the Java programming language, used in the development of adaptable expert system.

The complete system is running in a web environment as a part of the system for decision making support and can be connected with information systems for management and monitoring activities during the implant manufacturing. The dissertation also presents communication between adaptable expert system and WfMS-MD system. Due to this information system it is not necessary to manually adjust the system, since the previously entered patient data, their condition, etc, are read directly into the system, and the system returns to the information system generated output file in the desired form.

Operation of the system for customized implant manufacturability analysis was successfully verified on examples of customized plate implant, as well as on the customized volumetric bone implant.



# САДРЖАЈ

1. УВОД.....	1
1.1 Персонализовани имплантати .....	1
1.2 Анализа технологичности персонализованих имплантата .....	5
1.3 Методе вештачке интелигенције у систему за анализу технологичности .....	7
1.4 Циљ и методе истраживања.....	10
1.5 Структура докторске дисертације.....	12
2. ПРЕГЛЕД СТАЊА ИСТРАЖИВАЊА .....	14
2.1 Персонализовани имплантати .....	14
2.2 Избор материјала.....	17
2.2.1 Рачунаром помогнут систем за избор материјала.....	21
2.2.2 Системи засновани на знању .....	21
2.2.3 Вештачке неуронске мреже .....	22
2.2.4. Поређење материјала и одабир методе.....	22
2.3 Избор технологије обраде и технолошког поступка.....	28
2.4 Процена цене производа и процеса израде .....	35
2.4.1 Процена трошкова адитивних процеса .....	38
2.4.2 Трошкови материјала .....	39
2.4.3. Трошкови машина .....	41
2.4.4. Два главна приступа формирању цена адитивне производње.....	42
2.4.5 Друга поређења са традиционалном производњом .....	45
3. ПЕРСОНАЛИЗОВАНИ КОШТАНИ (ОРТОПЕДСКИ) ИМПЛАНТАТИ.....	48
3.1 Основе коштаног система .....	48
3.2 Улога и значај имплантата у ортопедији .....	50
3.3 Појам, дефиниција и класификација персонализованих имплантата .....	52
3.4 Приказ и облици персонализованих имплантата .....	55
3.5 Ортопедски персонализовани имплантати .....	58
3.5.1 Запремински ортопедски ПИ дугих костију.....	59
3.6 Методе и начини пројектовања ПИ у ортопедији .....	62
4. МАТЕРИЈАЛИ И ТЕХНОЛОГИЈЕ ЗА ИЗРАДУ ПЕРСОНАЛИЗОВНИХ ИМПЛАНТАТА .....	69
4.1 Материјали за израду персонализованих имплантата.....	69
4.2 Биоматеријали у ортопедији .....	71
4.2.1 Метални биоматеријали.....	75
4.2.2 Керамике.....	77
4.2.3 Полимери.....	78

4.2.4 Порозни и биоресорптивни материјали .....	80
4.3 Технологије израде персонализованих имплантата .....	81
4.3.1 Процеси обраде .....	82
4.3.2 Анализа процеса обраде са аспекта њихове примењивости у изради персонализованих имплантата .....	83
4.3.3. Тачкасто инкрементално деформисање .....	86
4.3.4 CNC-RP технологије за израду персонализованих ортопедских имплантата.....	87
4.3.5 Екструзија истопљеног материјала и Селективно ласерско синтеровање .....	90
4.3.6 3Д Биоплотер.....	91
4.3.7 DMLS.....	92
4.3.8 EBM .....	94
5. ПОТРЕБЕ ЗА АНАЛИЗОМ ТЕХОЛОГИЧНОСТИ ПЕРСОНАЛИЗОВАНИХ ИМПЛАНТАТА.....	97
5.1 Анализа субстрактивних и адитивних процеса.....	100
5.2 Информациони системи .....	101
5.3. Системи за управљање токовима рада – WfMS .....	103
5.4 Место и улога система за подршку одлучивању у информационим системима .....	106
5.4.1 Аутоматизација подршке одлучивању .....	107
5.4.2 Карактеристике система за подршку одлучивању.....	108
6. АНАЛИЗА ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ .....	109
6.1 Технологиčnost производа .....	109
6.2 Анализа технологиčnosti производа.....	110
6.3. Подела система за анализу технологиčnosti .....	112
6.4 Систем за анализу технологиčnosti персонализованих имплантата .....	115
6.5 Вештачка интелигенција у анализи технологиčnosti производа.....	118
6.5.1 Класификација метода, техника и приступа у вештачкој интелигенцији .....	118
6.5.2 Методе Вештачке Интелигенције.....	119
6.5.3 На знању засновани системи.....	120
6.5.4. Вештачке неуронске мреже .....	120
6.5.5 Методологије глобалне оптимизације.....	121
6.5.6 Фази логика.....	122
6.5.7 Интелигентни агенти .....	123
6.5.8 Дрво Одлука .....	123

6.5.9	Остале методе вештачке интелигенције .....	123
7.	АНАЛИЗА ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ МЕТОДАМА ВЕШТАЧКЕ ИНТЕЛИГЕНЦИЈЕ ...	125
7.1	Методе и технике вештачке интелигенције кандидати за анализу технологичности персонализованих имплантата .....	125
7.2	Адаптибилни експертни системи за анализу технологичности персонализованих имплантата .....	127
7.2.1	Представљање знања .....	128
7.2.2	Структура и опис адаптибилних експертних система.....	130
7.2.3	Архитектура експертних система.....	131
7.2.3	Архитектура на правилима заснованог система (Rule-based system) .....	137
7.3	Фази експертни системи.....	141
7.3.1	Структура фази експертних система .....	145
7.4	Развој система заснованих на продукционим правилима .....	146
7.4.1	Инжењерство знања .....	146
7.4.2	Структурисање података .....	147
7.4.3	Тестирање (провера).....	147
7.4.4	Изградња интерфејса .....	148
7.4.5	Писање правила .....	148
7.4.6	Итеративни развој.....	149
7.5.	Софтверски алати за развој експертних система.....	149
7.5.1	Љуске експертних система.....	149
7.5.2	JESS – љуска експертног система.....	152
8.	АДАПТИБИЛНИ ЕКСПЕРТНИ СИСТЕМ ЗА АНАЛИЗУ ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ ПЕРСОНАЛИЗОВАНИХ ИМПЛАНТАТА.....	154
8.1	Концепт система за анализу технологичности.....	156
8.2	Предности пројектованог адаптибилног експертног система .....	158
8.3.	Веб сервиси и сервисно оријентисана архитектура .....	159
8.4	Веб експертни систем.....	160
8.5	Модел знања персонализованог имплантата.....	161
8.6	Структура система за анализу технологичности персонализованог имплантата.....	168
8.7	Врсте анализа технологичности система – модули адаптибилног експертног система .....	171
8.7.1	Модул система анализе технологичности за оцену дизајна .....	172
8.7.2	Модул система анализе технологичности за избор класе материјала ...	177
8.7.3	Модул система анализе технологичности за избор материјала – фази експертни систем.....	180

8.7.4 Модул система анализе технологичности за избор технологије израде	187
8.7.5 Модул система анализе технологичности за оцену цене имплантата	194
8.8 Аквизиција знања – предуслов развоју експертног система	196
8.8.1 Технике аквизиције знања примењене на изради модела знања персонализованог ортопедског запреминског имплантата	198
8.9 Приказ резултата структурисаног интервјуа	200
8.9.1 Интервју 1 - Персонализовани коштани запремински имплантат	200
8.9.2 Интервју 2 - Персонализовани унутрашњи динамички фиксатор – TPL	204
8.9.3 Остали резултати интервјуа	206
9. ОПИС РАДА СИСТЕМА ЗА АНАЛИЗУ ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ ПЕРСОНАЛИЗОВАНОГ ИМПЛАНТАТА	207
9.1. Почетак рада система	208
9.2 Мануелно дефинисање параметара од стране корисника	210
9.3 Опис модула система за проверу-верификацију дизајна имплантата	211
9.4 Опис рада модула за избор класе материјала персонализованог имплантата	213
9.5 Опис рада модула за избор материјала персонализованог имплантата	214
9.6 Опис рада модула за избор технолошког поступка израде персонализованог имплантата	218
9.7 Опис рада модула за процену цене персонализованог имплантата	219
9.8 Систем за анализу технологичности персонализоване плочице	220
9.9 Пример рада система за анализу технологичности персонализованог имплантата који је интегрисан са информационом системом (WfMS-MD)	221
9.9.1 Коминикација модула 1 CAT и система WfMS-MD	221
10. ЗАКЉУЧАК	223
10.1 Остварени резултати	223
10.2 Дискусија	227
10.3 Правци даљег развоја и будућа истраживања	228
ЛИТЕРАТУРА	230
СПИСАК СЛИКА	243
СПИСАК ТАБЕЛА	246
СПИСАК КОРИШЋЕНИХ СКРАЋЕНИЦА	247
БИОГРАФИЈА	249

## 1. УВОД

Савремена индустријска производња тежи да израђује производе намењене индивидуалним захтевима купца, а да при том оствари ефективност серијске или масовне производње. Персонализација у индустрији условљена је великом конкурентношћу и стављању потреба или захтева купаца у први план. Пласирање робе и производа је изазов који у савременим условима пословања све више добија на значењу. Постојећи индустријски „стандарди“ у производњи какви су „Just-in-Time“ или интелигентни технолошки системи засновани су на примени савремених рачунарских технологија унутар снажног информационог система виртуелног предузећа. Тиме се постепено флексибилна производња помера ка дигиталној производњи, у којој виртуелни развој производа праћен брзим производним технологијама има велики значај.

Како је развој технике и технологије имао веома значајан утицај у области медицинских наука, инжењери су постали блиско укључени у многе медицинске подухвате. Као резултат, развила се дисциплина названа биомедицинско инжењерство као медијум који повезује две динамичне професије – медицину и инжењерство. Изазови ове мултидисциплинарне области су бројни. Почев од начина комуникације, преко дељења информација и коришћења података, па до саме уградње знања у модел производа, односно његове израде и уградње, као што је случај са персонализованим имплантатима.

### 1.1 Персонализовани имплантати

Појам персонализације подразумева прилагођавање одређеног производа потребама и тежњама јединке, дајући на тај начин самом производу јединственост и извесну особеност. Имплантат, као медицинско средство или материјал, пројектује се и израђује са циљем да се искористи за: поправку или замену недостајуће биолошке структуре; за подршку оштећеној биолошкој структури; или фиксирање постојеће биолошке структуре. У медицини се користе конвенционални (стандардизовани) имплантати, а све више и персонализовани имплантати. Методе израде конвенционалних имплантата омогућују да се одређени делови производе у стандардно дефинисаном опсегу. Такви имплантати не могу адекватно да одговоре на специфичне потребе пацијената чиме је и постоперативни опоравак отежан. Данас је све већа примена имплантата прилагођених специфичним потребама пацијента, тзв. персонализованих имплантата.

Први успешни примери прилагођених имплантата успешно су развијени за потребе уградње вештачког кука, да би се затим применили и у облику посебних плочица које се уграђују на људску лобању. Дентални имплантати су широко распрострањени и доступни све већем броју људи. Персонализација кранијалних и максилофацијалних имплантата добија на великом значају при изради недостајућих делова кости лобање помоћу специјалних плочица (или плочастих љуски). Уградња вештачких зглобова (пре свих колена и кукова) или примена динамичких фиксатора, као и коштаних волуметријских имплантата недостајућих делова кости, отвара врата персонализованим имплантатима у ортопедији. Њихова примена има позитиван утицај на пацијенте, али са друге стране захтева више времена за пред-оперативно планирање и израду.

Израда геометријски тачних и анатомски саобразних 3Д модела персонализованих имплантата који ће у потпуности одговарати пацијенту и на тај начин учинити хируршку интервенцију минимално инвазивном, захтева реконструкцију 3Д модела кости за коју се предвиђа имплантат. Та реконструкција се изводи на основу потпуних, а најчешће непотпуних снимака кости. За то су развијене различите методе креирања 3Д модела кости на основу СТ снимака. Персонализовани имплантати могу бити веома сложеног облика, без правилних геометријских облика, и спадају у тзв. (сложене) слободне форме.

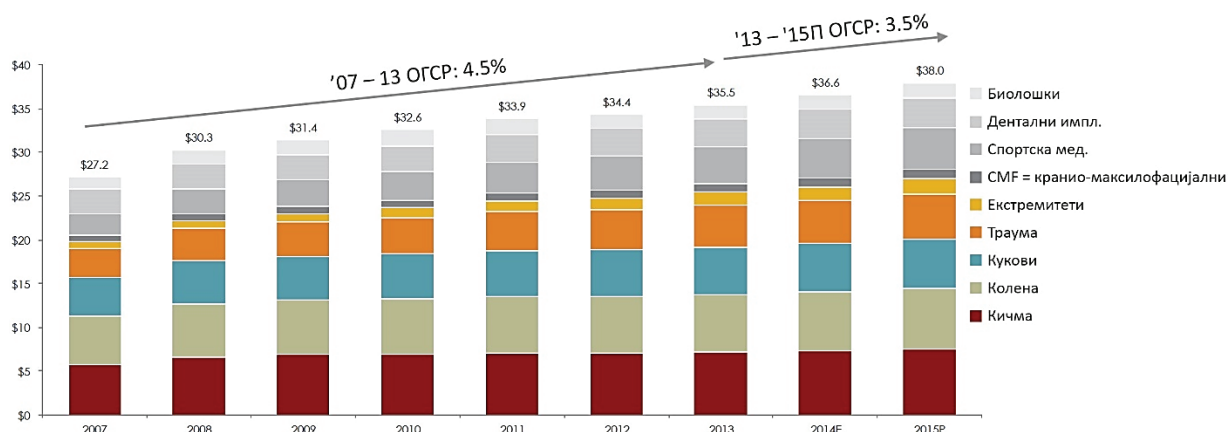
Такав 3Д модел имплантата спада у тзв. (сложене) слободне геометријске форме, и након сегментације и симулација, приказује се у адекватном формату. Такав поступак представља основу за анализу технолгичности, односно оцену материјала, сложености конструкције и могућности његове израде одређеним технолошким поступком.

Индустрија ортопедских уређаја, опреме и помагала се стално развија, а разлог томе лежи у демографским тенденцијама људске популације, као и тежњи ка квалитетнијем животу. Светско тржиште ортопедских имплантата вредно 35,5 милијарди US\$<sup>1</sup>, током 2014. године имало је очекивани раст од 3,5% и пројекцију да до краја 2015. достигне вредност од 38 милијарди US\$ (слика 1-1).

Овај раст ортопедске индустрије последица је бројних фактора. Са једне стране приметно је да се животни век људи повећава (првенствено у развијеним земљама), па је овој популацији потребно све више ортопедских имплантата. Сличан тренд је и у осталим европским земљама, али и широм света.

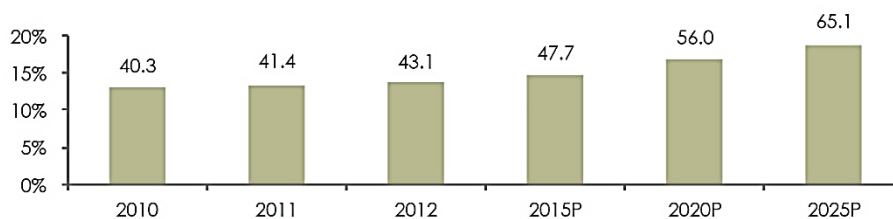
---

<sup>1</sup> Готово 65% укупног тржишта ортопедских производа израђује помагала и имплантате за колена, кукове и кичму.

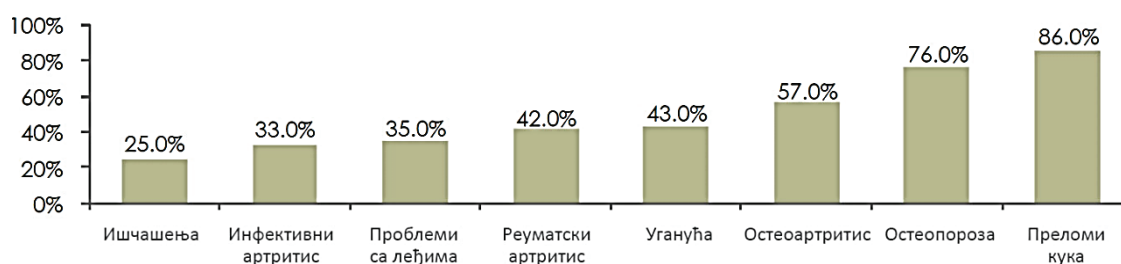


Слика 1-1. Очекивана годишња стопа раста (ОГСР) у 2015. години. (Williams & Co., 2014)

Током 2015. године процењен је годишњи пораст између 3 и 4% у производњи ортопедских имплантата. Пораст броја фрактура и мускуларно скелетних дијагноза које су везане за остеопорозу доводе до повећаног броја ортопедских процедура, нарочито код особа старијих од 65 година (слика 1-3) (Orthoworld, 2012).



Слика 1-2. Популација становништва старија од 65 година у USA (P – пројекција)



Слика 1-3. Мускуларноскелетне дијагнозе код особа старијих од 65 година у USA

Са друге стране, све већи број појединаца води активан живот праћен повећаном физичком активношћу. Активан начин живота и трендови довели су повећане потребе за уградњом имплантата код демографски млађе популације. Технолошки напредак омогућава да имплантати и уређаји дуже трају, поспешујући на тај начин прихватање „целоживотних“ (енгл. “life-long”) имплантата код млађих пацијената.



Насупрот њима, повећан је број и гојазних особа, који, поред осталог, сопственом тежином оптерећују коштани локомоторни систем. У Америци су током протекле две деценије удвостручени медицински трошкови за гојазност и у 2014. години су ти трошкови износили 150 милијарди долара (годишњи трошкови). Уз све то, ширење система здравствене заштите обезбеђује корисницима осигурања нове лекове, уређаје и медицинску опрему, што поспешује произвођаче.

Све већи број великих светских компанија ангажује мање компаније у својству партнера и сарадника, поверавајући (енгл. Outsourcing) им одређене послове. Предвиђа се да ће 2017. године поверено тржиште производње порастати на 4,2 милијарде US\$, што је у односу на 2012. годину (3 милијарде US\$) пораст од 6,9% (Williams & Co., 2014). Производња имплантата представља највећу и најбрже растућу групу производа са највећом очекиваном годишњом стопом раста од 8% и очекиваним порастом са 1,7 на 2,4 милијарде US\$ (слика 1-4).



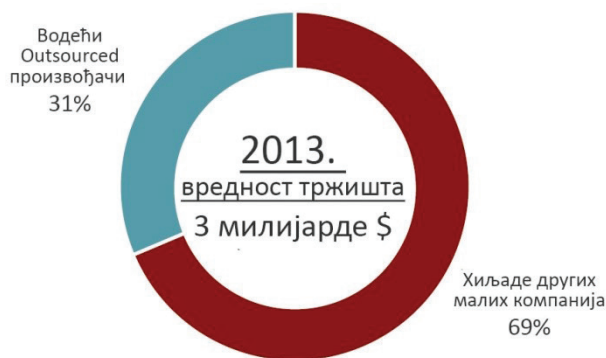
Слика 1-4. Раст производње ортопедских уређаја 2005-2012. год са очекиваним растом до 2017. године. (Williams & Co., 2014)

Већина компанија медицинске опреме све више фокусира своје ресурсе првенствено на истраживање, развој производа и маркетинг. *Outsourcing* производња омогућава произвођачима оригиналне медицинске опреме да повећају брзину на тржишту концентрисањем на кључне области. Поверена (аутсорсована) производња је драгоцено средство смањења трошкова које омогућује великим произвођачима да одрже варијабилну структуру трошкова. Процењује се да ће до 2017. године проценат удела ангажованих компанија у производњи ортопедских имплантата порастати на 44%, односно да ће њихово удео у тржишту бити 2,42 милијарде US\$, у односу на остварених 1,68 милијарди US\$ и 40% удела у производњи (слика 1-5). Учешће ангажованих компанија у 2013. години износио је 3 милијарде US\$ (слика 1-6). (Williams & Co., 2014). Важно је напоменути да кључне производне активности и даље остају у делокругу производње водећих компанија, а да се поверени послови односе на мање важне (производне) активности.





Слика 1-5. Очекивани пораст у индустрији имплантата



Слика 1-6. Удео водећих Outsourced произвођача и других мањих компанија

Ипак, овакав тренд, који ће се очигледно настављати, указује на важност колаборативног пословања између свих заинтересованих страна<sup>2</sup> у индустрији ортопедских уређаја и помагала. У таквој средини, потпуно је јасно да ће Интернет и информациони системи засновани на вебу, бити неопходни за рад различитих компанија на различитим локацијама. Време израде и цена имаће још већу важност при избору потенцијалног произвођача или дистрибутера одређених имплантата или појединих компоненти, тако да се може очекивати да виртуелно предузеће буде прави носилац развоја персонализованих ортопедских имплантата. Због тога ће ова дисертација посебну пажњу посветити могућности унапређења појединих активности (као што је анализа технологичности персонализованих имлантата) унутар информационог пословног система виртуелне компаније.

## 1.2 Анализа технологичности персонализованих имплантата

Анализа технологичности представља једну врсту сталног изазова. Са једне стране инжењери конструктори развијају производ који инжењери производње треба да израде. Анализа технологичности је, у основи, метод у пројектовању за производњу који треба да нам обезбеди одговор на питање: Да ли је и у коликој мери могуће израдити предложену конструкцију? Сасвим је јасно да ће одговор на ово питање зависити првенствено од одлика производа који треба израдити. Због тога у анализи технологичности не постоји јединствен систем нити приступ.

<sup>2</sup> У 2013. години на светском тржишту ортопедских уређаја остварен је промет од 35,5 милијарди US\$. Од тога: 22% DePuy Synthes, 15% Stryker, 10% Zimmer, 8% Smith & Nephew, 7% Medtronic и 6% Biomet, а сви остали су остварили удео од 32%.

Имплантати представљају производе који се могу израђивати од различитих врста биокомпатибилних материјала (специјални нерђајући челици, титанијумске легуре, легуре кобалта, керамика, полимери, композити али и природни и биоразградиви материјали). Сваки од биоматеријала има своје специфичне карактеристике које га квалификују за одређене типове и облике имплантата. Велики број материјала никако није коначан, и истраживања у области нових материјала су константна. Тежи се проналажењу алтернатива појединим хемијским елементима и побољшању перформанси постојећих материјала. Чињеница је да водећа истраживања у области материјала за имплантате разматрају и примењују четврту генерацију биоматеријала, што не значи да су претходне три превазиђене. Нерђајући челик (SS 316L), према тој класификацији, припада првој генерацији, али се и данас често користи.

На биомеханичке особине материјала поред хемијског састава утиче и технолошки поступак добијања материјала. Са друге стране разлику чини и сам сировински састав у ком се могу наћи материјали (чврсто стање или у облику праха). Како се имплантати уграђују у људско тело, материјали за израду имплантата морају бити отпорни на стерилизационе технике, што код појединих материјала као што су полимери, може представљати проблем.

Од сваког производа се очекује да се у што краћем временском периоду појави на тржишту и да при том има одговарајућу цену. Због тога су време и цена често кључни фактори у анализи технологичности.

Цена материјала за имплантате као и цена технологије њихове израде је специфично висока. Због тога, посебан изазов у производњи имплантата представља избор оптималног материјала и технолошког поступка израде, при чему, истовремено, имплантат мора бити прихватљив са становишта уградње и био-медицинске примене.

У неким ситуацијама брзина њихове израде је од пресудног значаја. С обзиром на сложеност и јединственост, односно непоновљивост облика персонализованих имплантата, те, према томе, и чињенице да се такви имплантати израђују у условима који одликују тзв. појединачну производњу, адитивне технологије се намећу као оптималан избор за њихову израду.

У случају персонализоване медицине и анализе технологичности персонализованих имплантата, изузетну улогу имају лекари, специјалисти одређених медицинских области, чије знање и искуство, треба на прави начин сакупити, обрадити и ставити у функцију система за анализу технологичности. Њихов задатак је да опишу захтеве које персонализовани имплантат треба да има. Описивањем ових захтева ствара се основа за избор материјала и технологије израде имплантата, где машински инжењери и технолози имају важан задатак. Специфично знање различитих експерата који

учествују у пројектовању, изради, уградњи и праћењу понашања имплантата у биолошкој средини, па све до рециклаже, треба учинити доступним члановима тима чак и када поједини стручњаци нису присутни, или нису део тима. Све ово захтева од пројектанта имплантата да још у фази његовог конципирања доноси правилне одлуке о избору класе и врсте материјала, као и о технологијама њихове израде. За то су потребна, поред теоретских знања, и искуствена знања лекара који су уграђивали и пратили пост оперативни ток пацијената.

Ефикасност оваквог мултидисциплинарног тима захтева снажан информациони систем који ће пружити неопходну подршку пословним процесима. Информациони систем не служи само за комуникацију, већ и за размену докумената али и за симултани рад на њима. Такав систем представља основу виртуелног предузећа у коме се израђује персонализовани ортопедски имплантат у коме је један од првих изазова дефинисање употребе добијеног експертског знања. Као најефикаснији систем употребе (претходно сакупљеног, моделираног и обликованог) знања, намећу се технологије подржане рачунарима. Међу бројним рачунарским системима издвајају се методе вештачке интелигенције са својим великим и разноликим могућностима примене.

### **1.3 Методе вештачке интелигенције у систему за анализу технологичности**

Иако не постоји стандардна дефиниција за вештачку интелигенцију, уопштено је прихваћено да је то грана рачунарске науке која се бави интелигентним понашањем и покушава да учини рачунаре способним да ту интелигенцију користе. Употреба рачунарске технологије засноване на методама вештачке интелигенције првенствено значи обраду знања уместо обраде података, као и употребу хеуристичких алгоритама уместо традиционалних.

Програмски пакети за анализу технологичности конструкције заснивају се на примени појединих методологија вештачке интелигенције као што су системи засновани на знању (експертни системи), генетски алгоритми, неуронске мреже и многе друге.

Свака метода вештачке интелигенције, без обзира на ком приступу је развијена, има основне одлике које јој дају предност над другим методама у обављању одређених задатака. Методе вештачке интелигенције не искључују могућност међусобног комбиновања, па се таквим комбиновањем све више развијају тзв. хибридни системи, као што су нпр. фази-експертни системи, фази-генетски алгоритми, или фази-неуро мреже.

За рад са знањем добијеног од стране експерта током структурисаног интервјуа, препознати су извесни недостаци одређених метода вештачке интелигенције (пре свега у недостатку доступне количине релевантних података). Са друге стране препознато је да се експертско знање на једноставан начин може формулисати у форми продукционих If-Then правила и да као такво може бити уграђено у експертни систем.

Систем за анализу технологичности, приказан на слици 1-7, састоји се из три целине:

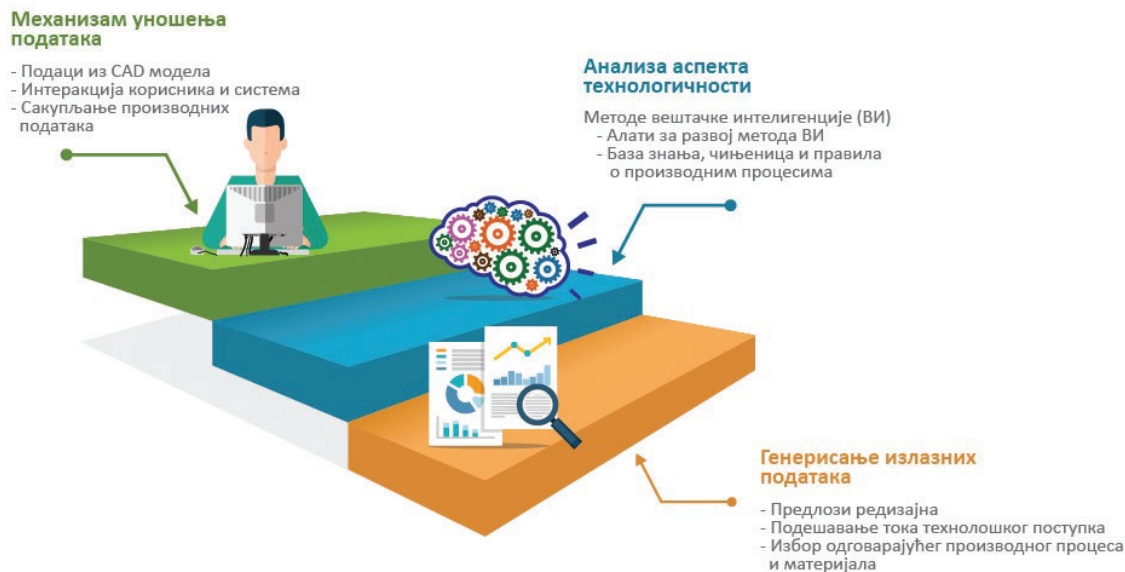
- Механизам за уношење података;
- Адаптибилни експертни систем за анализу технологичности; и
- Алата за генерисање излазних података.

Механизам за уношење података служи да се подаци из CAD модела имплантата унесу у систем. Адаптибилни експертни систем представља срж система за анализу технологичности. Уносом правила попуњава се (празна, али са јасном структуром) база знања, која уз податке, атрибуте и чињенице о материјалима или технологијама израде представља најважнији сегмент система за анализу технологичности. Експертни систем свој рад заснива на декларативном знању и може се надограђивати новим знањем и правилима, што га чини адаптивним. База података о класама материјала, материјалима, технологијама, процесима, технолошким поступцима и машинама биће направљена у ексел формату. То ће обезбедити веома елегантно решење за ажурирање базе података, при чему ће се свака измена овог фајла поново активирати сва правила, чиме ће се извршена измена аутоматски применити унутар система.

Овако осмишљен систем треба да пружи подршку процесима доношења одлука, односно да на основу расположивог знања да препоруку о избору материјала и технологије израде персонализованог имплантата. Ова препорука се генерише у виду излазних података из система, у жењеном облику и форми.

За те потребе ће се у оквиру истраживања у дисертацији развити, поред геометријског и тополошког модела имплантата, и његов модел знања из домена избора материјала и технологије израде, на који (може да) утиче знање о уградњи и био-медицинској примени. Он треба да садржи све релевантне податке за доношења одлуке.

Полазећи од модела знања развиће се систем за аквизицију теоретских и искуствених знања о пројектовању и изради персонализованих имплантата. Та знања ће се уградити у адаптивни експертни систем за анализу технологичности персонализованих имплантата. Креирани модел знања имплантата са чињеницама, њиховим описом и вредностима (опсегом), представља „улазне податке“ у експертни систем.



Слика 1-7. Концепт система за анализу технологијности.

Како технологије за развој метода вештачке интелигенције дозвољавају модуларан приступ пројектовању система, систем за анализу технологијности биће изграђен из пет модула:

1. Модул за оцену дизајна,
2. Модул за препоруку класе материјала,
3. Модул за избор врсте биоматеријала,
4. Модул за избор технолошког поступка израде, и
5. Модул за процену цене персонализованог имплантата.

Развој интелигентног система за анализу технологијности треба да помогне пројектанту да у раној фази пројектовања имплантата доноси квалитетне одлуке о избору материјала и технолошким поступцима израде.

Избор и рангирање технолошких поступка израде имплантата вршиће се на основу база знања, тј. правила о технологијама, процесима, обрадама, итд. Тиме ће се обезбедити да експертни систем на основу знања стручњака-експерта трансформисаног у адекватне базе података и базе правила аутоматизовано доноси закључке и одлуке о избору материјала и поступку израде имплантата.

Комплетан систем ће се развијати да ради у веб окружењу и биће повезан са информационом системом виртуелног предузећа из кога ће преузимати улазне податке и враћати у систем излазне податке. На тај начин врши се надоградња постојећег пословног система новом активношћу (анализом технологијности).

## 1.4 Циљ и методе истраживања

Прегледом литературе и релевантних истраживања приметан је велики број система који се баве анализама технологичности.

Системи за анализу технологичности персонализованих имплантата су веома ретки. Постоји неколико система за избор материјала ортопедских имплантата, и неколико истраживања у погледу адитивне производње ортопедских имплантата, али не и производње персонализованих имплантата.

Овакво стање створило је идеју да се развија систем за анализу технологичности персонализованих имплантата. Како су системи за анализу технологичности снажно засновани на рачунарским технологијама, анализом стања приметно је да су методе вештачке интелигенције потенцијално одговарајуће за развој оваквог система. Између метода и технологија вештачке интелигенције кандидата за анализу технологичности, експертни системи су се издвојили као одговарајући.

Основни циљ овог истраживања је **развијање адаптивбилног експертног система за анализу технологичности персонализованог имплантата.**

Као предуслов развоју овог система, намеће се потреба за свеобухватном анализом методологија и техника пројектовања и израде персонализованих имплантата, како би добијене чињенице биле уграђене у адекватан *модел знања*. Модел знања персонализованог имплантата биће развијан тако да у њега буде уграђено знање из свих специјализованих области. Поред инжењера и технолога, овде ће акцента бити на сакупљању знања од стране лекара-специјалиста, као и на аквизицији тог знања у пројектовани систем. Због тога ће бити неопходно истражити литературу из биомедицинске ортопедије, како би се адекватно приступило интервјуисању лекара.

Посебна пажња у истраживањима бити посвећена *биоматеријалима* и њиховим особинама које их кандидују за избор материјала персонализованог имплантата. Са друге стране *технолошки поступци* снажно зависе од материјала, технологије и машина, па ће ова три својства бити посебно разматрана у истраживању процеса и технолошких поступака. Ова истраживања имаће за циљ формирање базе података релевантних материјала и технолошких поступака за израду персонализованих имплантата. Посебан аспект у производним технологијама биће посвећен адитивним технологијама из разлога појединачне производње.



С обзиром да се пројектовање, анализа, израда и уградња персонализованог имплантата одвија на различитим локацијама, истраживање ће се фокусирати на *изградњу система за подршку при одлучивању* (енгл. decision support systems – DSS). Систем за подршку одлучивању имаће могућност повезивања са информационим системима за управљање и праћење активности као што је WfMS (енгл. workflow management systems). Овакав систем треба да обезбеди интеграцију информација и процеса између појединаца и институција у којима се одвијају пословни процеси на различитим локацијама и у различитим компанијама. У циљу обезбеђивања приступа апликацији са различитих локација, систем за анализу технологичности персонализованих имплантата истражиће могућности веб технологија у погледу развоја веб-апликације засноване на продукционим правилима, за удаљен приступ и рад на пројекту.

Као **резултат научног истраживања** ове дисертације очекује се:

- Израда модела знања о персонализованим имплантатима
- Формирање база знања о биокомаптибилним материјалима као и доступним технолошким поступцима њихове обраде;
- Формирање базе знања о процесима израде персонализованих имплантата;
- Развој система за аквизицију, систематизацију и моделирање експертског знања о пројектовању и изради персонализованих имплантата
- Развој модела експертног система за подршку процесима одлучивања при анализи технологичности персонализованих имплантата;
- Развој методологије надоградње експертног система новима искуственим и теоретским знањима (правилима и процедурама), без великих измена структуре развијеног концепта;
- Интеграција адаптивних експертних система у информациони систем за управљање токовима рада;
- Израда веб-апликације за подршку процесима анализе технологичности персонализованих имплантата.

Наведени циљеви истраживања условљавају примену мултидисциплинарног приступа и различитих метода. Биће извршена аквизиција и систематизација знања стручњака из различитих области методом структурисаног интервјуа. Методе вештачке интелигенције обезбедиће могућност моделирања података, теоретских и искуствених знања, из различитих научно-стручних области. Применом метода вештачке интелигенције биће развијен адаптивни експертни систем са базом знања.

## 1.5 Структура докторске дисертације

Ради јаснијег прегледа, представљања коришћеног знања у истраживањима и развоју система за анализу технологичности персонализованог имплантата, ова дисертација је подељена на 10 поглавља, након чега је наведена литература.

Након уводног поглавља, у другом поглављу приказан је преглед стања истраживања у области дисертације. Савремена истраживања су конципирана у четири целине: Персонализовани имплантати; Избор материјала; Избор технологије обраде и технолошког поступка; и Процена цене производа и процеса израде.

Треће поглавље описује персонализоване имплантате. Објашњавањем основа коштаног система указује се на место и улогу који производ у облику персонализованог имплантата треба да има. Затим поглавље приказује различите врсте, типове и саму класификацију персонализованих имплантата. Одлике персонализованог имплантата су важне при пројектовању геометријског модела имплантата, чиме се ово поглавље и завршава.

У четвртом поглављу приказани су материјали и технологије за израду персонализованих имплантата. Ово поглавље приказује биоматеријале који се користе у ортопедији, класификујући све материјале у четири основне групе: метали, керамика, полимери и композити. Биомеханичке и друге особине материјала анализираних у овом делу су коришћене при изради базе података релевантних материјала за анализу технологичности. Ово поглавље приказује и технологије којима се извесни персонализовани имплантати израђују. Приказана су сва три технолошка процеса (субтрактивни, формативни и адитивни) али је акценат на адитивним технологијама.

Пето поглавље указује на потребу за анализом технологичности. Савремено пословање се заснива на снажном информационом систему који обезбеђује колаборацију људи и институција на различитим локацијама. Главни изазов у овим системима је употреба знања како би се правилно донела одлука. Потреба за системом за подршку одлучивању повезаним са информационом системом је основа рада савремених виртуелних предузећа.

Шесто поглавље детаљно описује анализу технологичности. Приказом различитих приступа у анализи технологичности истиче се на непостојање универзалног приступа и да се систем за анализу технологичности обично развија према производу (или групи производа). Како су савремени системи за анализу технологичности засновани на



методама вештачке интелигенције, крај поглавља посвећен је класификацији метода и опису њиховог начина рада, како би се разумела њихова намена.

У седмом поглављу изврђена је анализа методе вештачке интелигенције, односно објашњавају разлози опредељивања за адаптивилне експертне системе као оптималне методе вештачке интелигенције за развој система анализе технолоичности персонализованих имплантата. На даље се у поглављу детаљно описују продукциони системи, тачније фази експертни системи, њихова структура и сама адаптивилности система, као и архитектура система. Ово поглавље описује и софтверске алате за развој експертних система као што су љуске експертних система. За потребе дисертације коришћена је Jess љуска, и Java програмски језик.

Осмо поглавље описује развијен адаптивилни експертни систем за анализу технолоичности персонализованих имплантата. Приказан је концепт система и његова структура, да би затим детаљно био објашњен принцип рада система. Систем је ради једноставнијег и сигурнијег рада пројектован из пет модула: (1) за оцену дизајна, (2) препоруку класе материјала, (3) избор материјала, (4) избор технологије, и (5) процену цене је описан у овом делу. Улаз у систем за анализу технолоичности представља модел знања персонализованог имплантата који је развије за потребе ове дисертације. Поглавље приказује и поступак вођења интервјуа са лекарима специјалистима, односно објашњава процес аквизиције знања.

Девето поглавље даје приказ рада система за анализу технолоичности на конкретном примеру модела персонализованог коштаног волуметријског имплантата. Систем може да ради мануелним уносом података, уколико не постоји информациони систем, али знатно аутоматизованији начин рада има када улазне податке добија из информационог система. Коначан извештај систем за анализу технолоичности доставља информационом систему, односно доносиоцима одлука.

У закључку су наглашени резултати до којих се дошло у погледу формирања модела знања персонализованог имплантата и база података о материјалим и технологијама. Објашњен је развијен систем за аквизицију, систематизацију и моделирање експертског знања, као и израда адаптивилног експертног система. Важност интеграције пројектованог система са информационом системом се истиче као важна основа за постојање виртуелног предузећа.

Након закључка дат је приказ коришћене литературе, а затим и списак слика, табела, као и коришћених скраћеница.

## 2. ПРЕГЛЕД СТАЊА ИСТРАЖИВАЊА

Преглед стања истраживања у овој дисертацији подељен је на одређена подпоглавља. У овом поглављу биће укратко приказана истраживања у области персонализованих имплантата. Након тога прегледом истраживања се указује на примену савремених метода и техника за избор одговарајућег материјала, технолошког поступка обраде, као и процене трошкова израде извесног производа. Приказана истраживања указала су на непостојање система за анализу технологичности персонализованог имплантата методама вештачке интелигенције. Такође, постоји велики број радова и истраживања која посматрају системе за подршку одлучивању при избору материјала или технологије, али добар део тих система обично не разматра истовремену подршку избору и материјала и технологије. Такође, са аспекта процене трошкова производа, јасно се наводе методе за израчунавање или процењивање трошкова производње или комплетног животног циклуса производа, али се не наводе јасно пројектовани системи за обједињену оцену технологичности производа.

### 2.1 Персонализовани имплантати

Велика истраживања у основним научним дисциплинама створиле су могућност значајног напретка у клиничкој медицини. Концепт персонализоване медицине није нов, али тежња да се за сваког пацијента пронађе ново, адекватније решење јесте другачији приступ у систему здравствене заштите. Персонализована медицина, у најширем контексту, сагледава специфичне проблеме и потребе пацијента и проналази примену, не ретко јединственог, најбољег третмана за лечење пацијента. Иако овај концепт, примарно сагледава генетику и употребу лекова за појединачне приступе лечењу, концепт се успешно развија и у области коштаних персонализованих имплантата. Разноврсност коштано система и тежња ка персонализацији сваког имплантата допринеле су великом развоју специфично прилагођених имплантата.

Велики број персонализованих имплантата, посебно је заступљен у области стоматологије, где се денални имплантати уграђују са намером да замене недостајући зуб, али и као надоградња постојећег. Савремена истраживања указују на нове методе израде имплантата са циљем трајне замене целог зуба израђених од титанијума (Guillaume, 2016). Неколико студија упоређује спољашња и унутрашња подешавања круница зуба произведених од паладијум-сребра-индијума (Pd-Ag-In) полудраге легуре метала са цирконијумом и златом ливеним круницама (Park, et al., 2016). Поступак

пројектовања заснован на реверзном инжењерству почев од СТ слика до CAD модела, а затим и производње персонализованих денталних имплантата приказан је у раду (Chen, et al., 2014). Адитивном технологијом селективног ласерског топљења израђен је титанијумски имплантат одговарајуће чврстоће и задовољавајуће тачности, чиме се обезбеђује боља расподела оптерећења и примарна стабилност имплантата.

У области лечења кости, први успешни примери персонализованих имплантата, развијени су за потребе уградње вештачког кука, адаптацијом и прилагођавањем имплантата (Bert, 1996). Персонализовани вештачки кук, заснован на Харисовом систему, показао је знатно боље почетне резултате при првој уградњи и ревизији имплантата. Убрзо затим, персонализовани имплантати успешно су примењени и на људској лобањи. Heissler и сарадници (Heissler, et al., 1998) су искористили постојеће 3Д модел добијен СТ-ом да би обрадили припремак од титанијума и добили персонализовани имплантат. Овај рад заснован је на примени CAD/CAM технологија и у њему је приказан поступак брзе израде прототипова за израду калупа за ливење персонализованог титанијумског имплантата. Како су претходни поступци израде оваквог модела имплантата били вршени субтрактивним поступком глодања, аутори врше и анализу субтрактивног и формативног поступка, указујући на предности ливења у изради јако танких делова сложене геометрије, које је, због технолошких ограничења, немогуће израдити глодањем.

Један од поступака уградње и метод израде персонализованог вештачког кука описани су у патенту (Kelley, et al., 2014). Главни проблем свих персонализованих имплантата био је у крајњој цени производа, као и дужем времену у поступку припреме и планирања операције. Развојем адитивних технологија и њиховом применом у области медицине, овај проблем је већим делом превазиђен. У раду (Cronskär, et al., 2013) приказана је производња компоненте персонализованог вештачког кука топљењем електронским снопом (енгл. Electron beam melting – EBM). Рад врши процену изводљивости и комерцијалног потенцијала у поређењу са конвенционалним поступцима машинске обраде, узимајући у обзир утицај замора материјала у различитим процесима. У раду је приказана анализа за 7 израђених персонализованих имплантата и указано да су трошкови EBM поступка 35% нижи од конвенционалних. Један од водећих проблема који се јављају током животног века ових имплантата су отпорност на хабање и замор материјала. Због тога се компоненте овог имплантата израђују од различитих материјала. Тако се тело (дршка) обично израђује од Co-Cr супер легуре, а чашица од Титанијумових легура. Ацетабуларна капа се, због коефицијента трења и оптерећености на хабање, израђује од UHWEPE, и раздваја ова два метала од међусобног директног

додира. Квалитет живота пацијената подвргнутих уградњи вештачког кука, тема су рада (Furlan & al., 2015).

Поред вештачког кука, још једна група вештачких зглобова се у последње време израђује потпуним прилагођавањем потребама пацијента, а то су вештачка колена. Оправданост трошкова и отказивање рада ових имплантата предмет су истраживања представљених у раду (Nunley, et al., 2012). Успешна уградња вештачког колена (енгл. Total knee arthroplasty – ТКА) има за циљ отклањање бола, повратак функције зглоба, и обезбеђивање стабилности и дуготрајности. Ломбарди и сарадници (Lombardi Jr, et al., 2008) показују приступ заснован на специфичним потребама пацијента у поступку ТКА, где се компоненте вештачког колена израђују различитим технологијама. Пример израде неких компоненти приказане су у раду (Harish & Devadath, 2015). Савремена истраживања и примери успешне клиничке примене краниофацијалних имплантата приказани су у бројним радовима. Примена металних персоланизованих кранијалних имплантата од титанијума израђених адитивним технологијама приказана је у раду (Sing, et al., 2016). Рад указује на водеће поступке израде оваквих имплантата технологијама топљења ласерским и електронским снопом. Краниофацијална реконструкција персонализованог имплантата израђеног од органског термопласта, полимера РЕЕК (енгл. polyether ether ketone – РЕЕК) подпомогнута је рачунарским системом за планирање (Manrique, et al., 2015). Поред РЕЕК, РММА (енгл. Poly(methyl methacrylate), тзв. коштани цемент) је још један материјал који је подједнако коришћен у краниофацијалној реконструкцији. Краниофацијална реконструкција персонализованим имплантатом израђеним од РММА приказана је у раду (Huang, et al., 2015).

Visscher и сарадници (Visscher, et al., 2016) указују на недавна искуства у коришћењу напредних материјала и метода при краниофацијалној реконструкцији. Рад указује на водећу примену аутогена, али и истиче све већу употребу алографтова.

Значајна истраживања усмерена су на развоју имплантата који су прилагођени појединачним пацијентима за минимално инвазивне операције кичме (енгл. Minimum Invasive Spine Surgeries – MISS) које започињу неинвазивним техникама израде модела реверзним инжењерством и његовом израдом адитивним производним технологијама (Chougulea, et al., 2014). Реверзно инжењерство и брз развој прототипова (енгл. Rapid Prototyping – RP) је широко коришћена технологија у разним индустријама као и за биомедицинску примену.

Поступак пројектовања и оптимизације сложене геометрије фиксационе плочице која се уграђује на мандибули приказан је у раду (Qin, et al., 2015). Наглашавајући значај

функционалности мандибуле, извршена је оптимизација плочице смањивањем тежине (постављањем неколико отвора).

У погледу примене и израде коштаних волуметријских (запреминских) персонализованих имплантата који треба да замене део кости, медицина се ослања на „златни стандард“ у примени аутографтова, а затим и алографтова. Златни стандард се заснива на калемљењу кости преузимањем дела кости самог пацијента или кости донора (чешће друге особе, а ређе од друге животиње) (De Long, et al., 2007). Иако је ово често примењиван поступак, његова оправданост лежи у примени оптималног материјала. Преузимањем дела друге кости истог пацијента сигурно се добија жељена биомеханичка карактеристика имплантата, с тим што се пацијент излаже још једној хируршкој интервенцији. Савремени материјали могу да одговоре захтевима за израду коштаних имплантата, на адекватан начин. Нови материјали и технологије дају одговоре на питање може ли инжењерство ткива допринети терапеутском концепту реконструкције делова скелета оболелог од саркома (ВМ, et al., 2013).

## 2.2 Избор материјала

Персонализовани имплантати се израђују од великог броја материјала и њихових варијација. Захтеви пројектовања и конструисања у великој мери утичу на процес избора материјала, а када се материјал изабере, он тада у многоме утиче на даљи процес пројектовања и производње, како у позитивном, тако и у негативном смислу. Примери употребе материјала у истраживањима и клиничкој пракси приказани су у (Ong, et al., 2014). Материјали који се користе за израду коштаних имплантата требало би да, поред механичких карактеристика, буду слични кости пацијента у коју се уграђују. Односно, да првенствено буду одговарајуће затезне чврстоће и динамичке издржљивости, али и да имају адекватну порозност. Због тога Dabrowski и сарадници (Dabrowski, et al., 2010) указују на различиту структуру порозног титанијума у ортопедској примени, наводећи различит ниво порозности и испитујући њихове карактеристике. Сама порозност металних материјала обезбеђује бољу остеоинтеграцију имплантата и кости, а како су титанијум и његове легуре изузетно употребљавани материјали у ортопедији, ово својство је од велике важности.

Материјал треба да буде обрадив и мора бити погодан за стерилизацију према међународним стандардима, како би се користио у медицинским клиникама и уграђивао у пацијенте (Matassi, et al., 2013). То је још једно од својстава на које извесне класе материјала, као што су полимери не реагују на адекватан начин, па је неопходно прилагођавати технике стерилизације и развијати нове (отпорне) материјале. Трошкови

обrade материјала су свакако веома важни. Њихова висина треба да буде адекватна проблему и прихватљива за крајњег корисника (пацијента) а употреба материјала релативно једноставна и прецизна (Fabi DW, 2012). Биоматеријали који се највише примењују у ортопедији могу се поделити на четири главне класе: **метали, керамике, полимери и композити** (Enderle & Bronzino, 2012). Овој групи се могу додати и природни материјали, али су они ограничени својом применом (или количином) у области персонализованих имплантата. Избор материјала захтева постојање адекватне базе података, али и јасних критеријума за правилну селекцију. Ова питања подстакла су бројне истраживаче да поред проучавања материјала развију и адекватан аутоматизован метод за правилан избор материјала.

Избор материјала за специфичне захтеве је дуготрајан и скуп процес. Обично постоји више од једног материјала који је погодан за примену, а коначни избор је компромис који доноси неке предности као и недостатке. Једно од питања која се појављује из овог прегледа је, да без обзира на однос фаза дизајна и избор процеса са избор материјала, **препознавање и рангирање** су два витална корака у избору материјала. Мноштво квантитативних процедура избора је развијено са намером да систематском проценом реши ово питање.

Chiner (Chiner, 1988) предлаже пет корака за избор материјала: дефинисање дизајна; анализу особина материјала; проверу предложених материјала; евалуацију и одабир оптималног решења; и верификационо тестирање. Farag (Farag, 2002) је описао различите фазе дизајна и релевантне активности за избор материјала. Он дефинише три фазе избора: иницијалну претрагу и проверу; развој и поређење алтернатива; и избор оптималног решења. Промена материјала ће вероватно довести и до промене производног процеса. Према Ashby и сарадницима (Ashby, et al., 2004) одговарање на захтеве дизајна укључује четири основна корака: (1) начин да се преведу потребе дизајна у захтеве везане за материјал и процес; (2) метода за елиминисање оних који не могу да одговоре захтевима спецификације, при чему се задржава подсет оригиналног избора; (3) метода за рангирање преосталих материјала и процеса и идентификација потенцијално најбољих; (4) приступ претрази за информацијама о најбоље ранжираним могућим материјалима (и процесима), при чему се добијају информације о њиховим предностима, манана, историјату употреба и потенцијалу. Jalham (Jalham, 2006) је предложио предселекцију, селекцију, пост селекцију и техничко-економску фазу при избору материјала. Поред тога, Van Kesteren и сарадници (Van Kesteren, et al., 2006) предлажу да избор основних материјала укључи следеће активности: формулисање критеријума за материјале, израда група потенцијалних (кандидата) материјала,



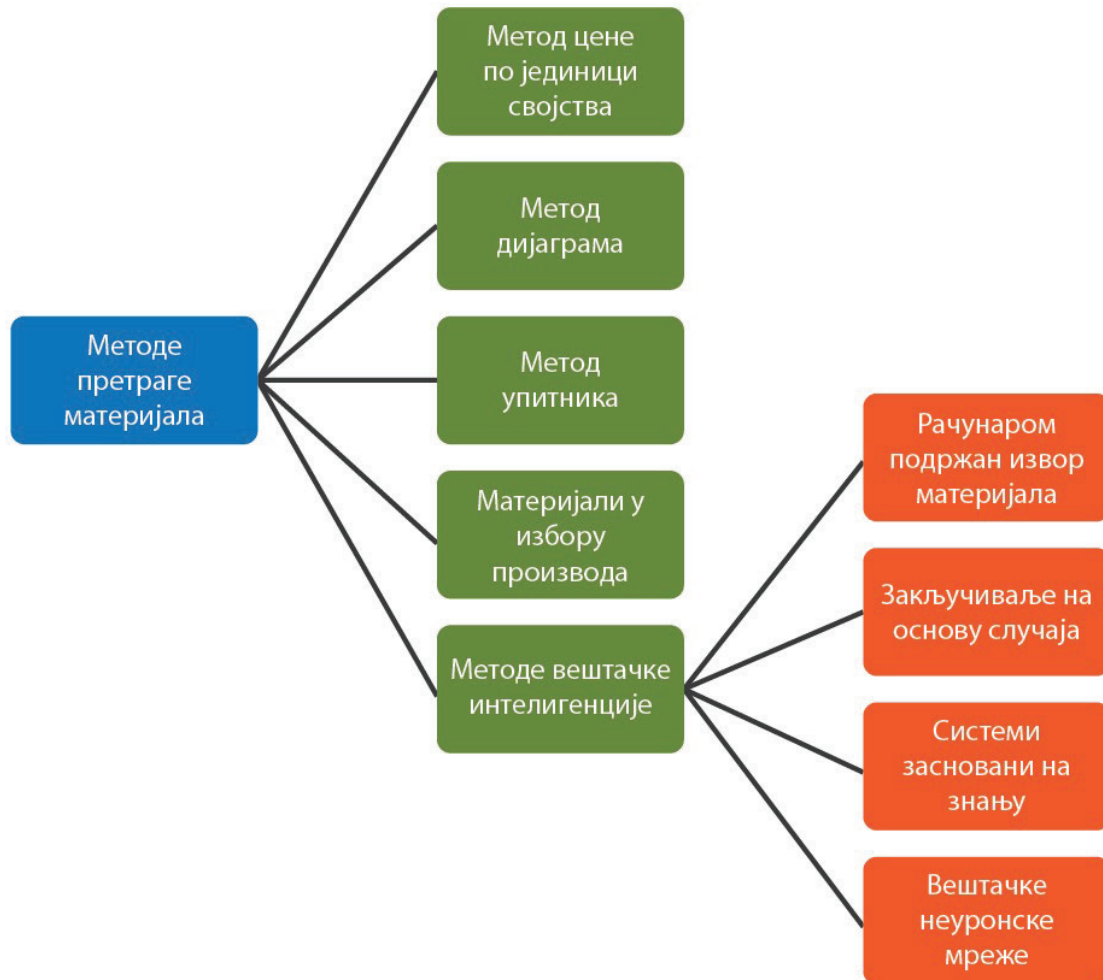
поређење предложених материјала и избор предложених материјала. Чини се да постоје сличности између корака које предлажу Chiner (Chiner, 1988), Farag (Farag, 2002), Ashby et al. (Ashby, et al., 2004), Jalham (Jalham, 2006) и Van Kesteren са сарадницима (Van Kesteren, et al., 2006). Генерално, једна од ствари која је из ових студија јасна је да без обзира на однос фаза у конструисању и пројектовању и избора процеса са избором материјала, **провера и рангирање** су два основна корака у избору материјала. Развијене су разне квантитативне методе избора за анализу процеса избора материјала, тако да је могуће приказати систематску евалуацију. Методе претраге (скрининга) сужавају избор на прихватљив број за каснију детаљну евалуацију (Farag, 2002). Слика 2-1 (Jahan, et al., 2010) приказује класификацију метода претрага за избор материјала.

С обзором да је цена тако важна при избору материјала, логично је да се она размотри на самом почетку процеса избора материјала. Генерално, циљана цена користи се да би се елиминисали сви материјали који су прескупи, тако да је крајњи избор компромис између цене и перформанси. У том случају, метод цене по јединици одређене особине може бити најкориснији фактор при избору материјала, првенствено услед јасног повезивања цене са критичном особином материјала (која дефинише карактеристике конструкције).

Метода цене по јединици особине је одговарајућа за почетну претрагу у апликацијама где се једна особина издваја као најважнији захтев и као метода представља један од најстаријих приступа (Farag, 1979). Цена по јединици затезне чврстоће (\$\$/MPa) је обично један од најважнијих критеријума и пожељнији су материјали са нижом ценом по јединици. Ипак главно ограничење овог објашњења је то да се у разматрање узима само једна особина као најважнија док се остале занемарују.

Систем избора материјала који је развио Ashby (MF., 1992) проблем посматра са аспекта моделирања података тако што их приказује у форми дијаграма. Ashby-јеви дијаграми за избор материјала и процеса су корисни за иницијалну претрагу материјала. Cambridge Engineering Selector (CES) (Design", n.d.) је моћан алат за избор и анализу који се заснива на Ashby-јевој методологији избора материјала.

Метода дијаграма је једноставна када је дизајном компоненте наведен једноставан циљ као што је минимизирање тежине и једно ограничење као што је, на пример, одређена крутост, чврстоћа или топлотна проводљивост (Ashby & Johnson, 2014). Можда је најозбиљније ограничење ове методе то што дијаграм ограничава одлуку о избору материјала на поређење само два или три критеријума. То је разлог развијања система за подршку одлучивању о избору материјала на основу више критеријума.



Слика 2-1. Класификација метода претраге при избору материјала. (Jahan, et al., 2010)

Van Kesteren и сарадници (Van Kesteren, et al., 2007:1) предлажу „Materials in Products Selection (MiPS)“ алат, који представљају нове алате за укључивање аспекта интеракције са корисником у процес избора материјала. Ови алати помажу клијентима да јасно дефинишу захтеве који се односе на аспект интеракције са корисницима и дођу до консензуса са конструкторима производа у раним фазама избора материјала (Van Kesteren, et al., 2007:1). Пожељно је да алати не упућују на имена материјала, зато што неки материјали можда не испуњавају циљеве пројекта у погледу техничких својстава. Поред тога, нови материјали се лако искључују када се дефинишу на почетку пројекта.

Методе вештачке интелигенције имају велику примену у системима за избор материјала. Било да је реч о рачунарски подржаним системима, системима заснованим на знању или неуронском мрежама. Са друге стране вишекритеријумске методе одлучивања и оптимизационе технике имају важну улогу у поређењу и рангирању материјала али и у избору методе која ће у том поступку бити примењена.



### 2.2.1 Рачунаром помогнут систем за избор материјала

Очигледна је потреба за системом за управљање информацијама због огромног броја могућих материјала (Ashby, et al., 2004). Lai и Wilson (Lai & Wilson, 1985) предложили су, током ране фазе пројектовања, интерактиван рачунарски програм и методе вештачке интелигенције за избор потенцијалног материјала и примарне комбинације процеса за израду. За сваку комбинацију, секундарни ланци процеса се креирају и оптимизирају према критеријуму минимума трошкова. Поред тога, Pecht et al. (Pecht, et al., 1985) су такође развили програм за подршку у одлучивању који се назива програм избора материјала (енгл. material selection program – MSP) за процесе избора материјала. Програм користи једноставне технике подршке доношењу одлука и ограничења које наводи корисник за избор листе материјала из базе која садржи информације о бројним особинама материјала. MSP претражује базу података и креира рангирану листу материјала на основу процењених критеријума за претрагу.

Cebon и Ashby (Cebon & Ashby, 2003) залагали су се за кључне захтеве софтвера и система података за организацију информацијама о материјалима како би био извршен оптималан избор. Jalham (Jalham, 2006) је предложио приступ заснован на информационом систему који има интегрисано доношење одлука о избору материјала. Kumar и Singh (Kumar & Singh, 2007) понудили су интелигентан систем за моделирање и избор материјала за напредне ливене компоненте. Ипак, ови системи су одговарајући алати за претраживање, али не и за рангирање и избор. Иако се неке од база података могу употребити као системи за избор материјала, оне су у основи направљене за складиштење података.

### 2.2.2 Системи засновани на знању

Bamkin и Pearcey (Bamkin & Pearcey, 1990) оправдали су развој „Асистента Дизајна“ програма за избор материјала на основу система заснованих на знању. Bullinger и сарадници (Bullinger, et al., 1991) развили су систем заснован на знању за помоћ инжењерима конструкторима при избору одговарајућих материјала за конструисање помоћу влакнима-ојачаних композитних материјала. Поред тога, Chen и сарадници (Chen, et al., 1993) интегрисали су експертни систем са системом базе података како би обезбедили систем за помоћ у одлучивању при избору композитних материјала у структурним дизајнима. Saruan и Abdalla (Saruan & Abdalla, 1998) такође су представили прототип система заснованог на знању за избор композитних материјала. Касније су Saruan (Saruan, 2001) и сарадници (Saruan, et al., 2002) демонстрирали примену система заснованих на знању при избору материјала композита керамичких матрикса за компоненте мотора. Поред тога, Zha (Zha, 2005) је описао избор одговарајућег процеса и

материјала израде у симултаном пројектовању на основу метода за подршку у одлучивању који се заснива на фази знању. На основу предложених метода, развијен је прототип на вебу заснованог сервисног ситета са интензивним знањем за консултације при производњи за помоћ корисницима да пронађу адекватне процесе и материјале док су још увек на концептуалном нивоу конструисања. Истовремено Kumar и Singh (Kumar & Singh, 2007) представили су интелигентан систем за избор материјала за компоненте добијене ливењем.

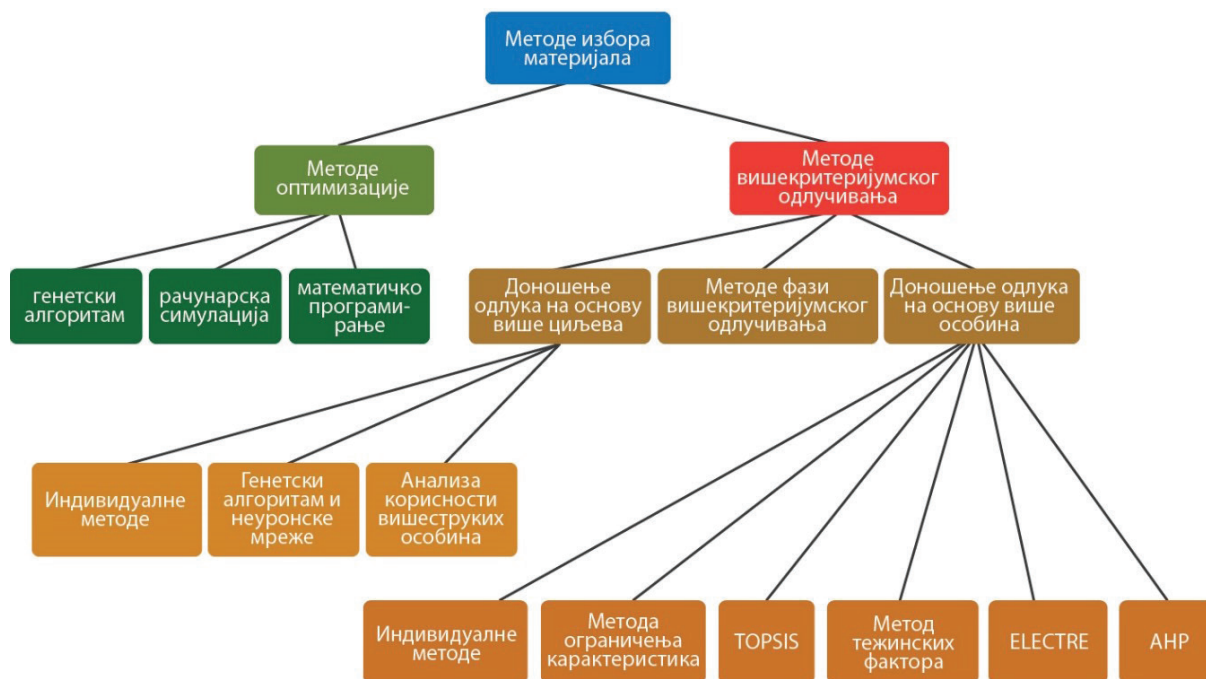
### 2.2.3 Вештачке неуронске мреже

Уколико би се целокупно знање складиштило у „експертским мрежама“ уместо у класичним приручницима, у правилима и хеуристици, избор материјала био би знатно лакши. Goel и Chen (Goel & Chen, 1996) приказали су примену неуронских мрежа и експертних система за избор материјала. Први корак у њиховом приступу је израда листе материјала који се могу применити од стране неуронских мрежа и експертских система и поређати их по томе колико су близу жељеним особинама. Након тога се врши провера да ли је материјал доступан у компанији или да ли је могуће исти набавити у жељено време, како би на крају спровели анализу трошкова коришћењем експертног система. У истраживању Goel и Chen-а неуронске мреже су се показале корисним при избору најбоље алтернативе из понуђене базе података, али сама неуронска мрежа није довољна, зато што се у неким случајевима може десити да не може да да јединствено решење.

### 2.2.4. Поређење материјала и одабир методе

Након што се сузи избор могућих материјала кроз једну или више иницијалних скрининг метода које су описане у претходном делу, рангирање метода се може употребити да се даље сузи област могућих материјала на неколико оптималних кандидата. У литератури, у овом смислу се користе метода доношења одлука на основу више критеријума (енгл. multi-criteria decision making – MCDM), и оптимизациони приступи. MCDM методе се деле на две главне групе, приступи који се заснивају на доношењу одлука на основу више циљева (енгл. multiple objective decision making – MODM) и доношењу одлука на основу више особина. Постоји неколико метода у свакој од горе наведених категорија. Свака техника има своје сопствене карактеристике и методе и могу да се комбинују међусобно или са фази методом. Слика 2-2 приказује класификацију метода за избор материјала које се могу наћи у литератури.

У савременим истраживањима, перформансе материјала се оцењују коришћењем метода које се заснивају на више критеријума пре него приступи који узимају у разматрање само један фактор.



Слика 2-2. Класификација метода за избор материјала.

Избор оптималног материјала за одређени дизајн или процес израде је проблем који подразумева доношење одлуке на основу више особина (MADM) (Rao & Davim, 2008). Варијабле при одлучивању могу бити квантитативне и квалитативне. Један број ових особина се може изразити кроз бројеве, на пример густина или топлотна проводљивост; неки су дискретне (Булове) вредности, као што је могућност рециклирања; неки, као што су отпорност на корозију, могу се изразити само кроз рангирање степена (на пример слабо, адекватно, добро); а неки се могу приказати само кроз текст или слику (Ashby, et al., 2004).

За особине материјала као што су отпорност на корозију и хабање, обрадивост и могућност да се материјал заварује, ретко се дају нумеричке вредности и материјали се обично рангирају као веома добри, добри, коректни, слаби, итд. Истовремено, карактеристике различитих материјала наведених у приручницима за инжењерски дизајн су мултидимензионалне и квалитативне. На пример, неке од важних особина алатних челика су особина да се не деформише, сигурност при каљењу, чврстоћа, отпорност на хабање и обрадивост. Експерти дају оцену ових особина користећи изразе као што су слаб, коректан, добар, одличан, итд. Особине материјала такође имају различит значај за различите захтеве дизајна. Пожељна вредност и значај карактеристика материјала се обично описује лингвистички. На пример, „веома је важно“ да се нагласи „препорука“ да је материјал отпоран на корозију да би радио у одређеној корозивној средини. Или „важно је“ да цена сировог материјала буде „мања или слична одређеној вредности“.

Није лако прецизно одредити рангирање сваког алтернативног материјала.. У таквим случајевима, фази логика може бити веома корисна. Теорија фази сетова се развила управо на идеји да кључни елементи у људском размишљању нису бројеви, него лингвистички појмови или ознаке фази сетова. Примена фази логике при избору материјала и процеса би такође била корисна, зато што се ове одлуке доносе током прелиминарних фаза пројектовања и конструисања у окружењу које карактеришу непрецизни и несигурни захтеви, параметри и односи (Giachetti, 1998).

Фази више-критеријумски метод доношења одлука за избор материјала представио је Liao (Liao, 1996). Chen (Chen, 1997) је предложио методу која користи једноставне аритметичке операције за сакупљање и рангирање фази бројева. Поред тога, Giachetti (Giachetti, 1998) интегрише формални модел доношења одлука помоћу више особина са релационом базом података за избор материјала и процеса израде. Вредности особина материјала се углавном квалитативно описују или су недовољно прецизни када се мере дају у опсегу (Liao, 1996), тако да је Giachetti користио теорију вероватноће и фази сет. Теоретска основа ове методе заснива се на процени рангирања компатибилности између захтева производа и сваког понуђеног решења. Sarfaraz Khabbaz и сарадници (Sarfaraz, et al., 2009) такође су користили поједностављен фази у симултаном бављењу квалитативним и квантитативним особинама материјала. Приказ метода претраге у процесу избора материјала са генералним предностима и ограничењима приказан је табелом 2.1.

Табела 2.1 - Предности и ограничења метода претраге у процесу избора материјала (Jahan, et al., 2010).

Метод	Предности	Ограничења
Цена по јединици својства	<ul style="list-style-type: none"> <li>Коначан избор је компромис између трошкова и критичне особине материјала која контролише перформансе дизајна</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Разматра само једну особину као критичну и занемарује друге особине</li> </ul>
Дијаграм	<ul style="list-style-type: none"> <li>Веома корисна за иницијални скрининг материјала у фази механичког дизајна</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ограничава систем за доношење одлука о избору материјала на само два или три критеријума</li> </ul>
Упитник (Анкета)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Повећава шансе долажења до оптималног решења за дизајн</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Не нуди никакво рангирање</li> </ul>

<p>Материјали у избору производа</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Помаже клијентима да јасно дефинишу захтеве који се односе на интеракцију са корисницима и формирају консензус са дизајнерима производа о овом аспекту у раним фазама избора материјала</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Алат је способан да преведе мали проценат аспекта интеракције са корисницима у сензорне особине</li> </ul>
<p>Рачунаром подржан систем за избор материјала</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Ови системи су одговарајући алат за претраживање</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Системи база података дају много података али пружају веома мало подршке доношењу одлука.</li> <li>▪ Процедура избора материјала коришћењем базе података материјала није много поуздана</li> </ul>
<p>Системи засновани на знању</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Експертни системи нуде непристрасне препоруке и могу да претражују велике базе података у потрази за оптималним решењем</li> <li>▪ Још једна важна предност експертних система је њихова способност да нађу корисне експертизе и учине их доступним ширем кругу корисника.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Извлачење знања је тежак процес и није лако одржавати овај систем</li> <li>▪ Ови системи нису погодан алат за рангирање.</li> </ul>
<p>Закључивање на основу случаја (CBR)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ CBR је добра техника за претраживање у базама са информацијама о различитим техничким решењима која су коришћена у реалним компанијама, анализом кварова и слично и може се лако ажурирати.</li> <li>▪ CBS систем може да учи тако што добија ново знање са сваким новим случајем и тако олакшава одржавање.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Критика CBS базе података је та да је то приступ који прихвата доказе у виду анегдота без статистички релевантних података које их поткрепљују и без имплицитне генерализације, нема гаранције да је генерализација тачна.</li> </ul>
<p>Неуронске мреже</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Неуронске мреже могу бити корисне у избору најбољег решења из базе података</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Саме неуронске мреже нису довољне, зато што у неким случајевима може се десити да не могу да дају јединствено решење.</li> </ul>

Методe експертних система су веома корисне у избору материјала. У раду (Mumtaz, et al., 2013), Mumtaz и сарадници представљају приступ избору материјала за израду коришћењем експертног система. Корисност експертног система има две стране: претражује одговарајуће особине материјала за жељени производ, онда тражи материјале који имају ове особине у бази знања о материјалима. У уводном делу аутори дају осврт на уобичајене технике за скрининг материјала: ELECTRE (енгл. ELimination and Choice Expressing REality), TOPSIS (енгл. Technique for Order of Preference by Similarity to Ideal Solution), и АНП (енгл. analytic hierarchy process). Иако ELECTRE технике имају одличне излазне информације, како количина излаза расте, брзо расте и збир прорачуна. ELECTRE једноставно одлучује о нивоу сваке супстанце и не даје аритметичку процену за препознавање разлика између различитих избора. TOPSIS је боља опција за избор материјала зато што помаже око квалитативних и квантитативних информација, и у поређењу са претходним техникама бржа је и једноставнија. Ово је нарочито корисно у повезивању са великим бројем могућих решења и критеријума. Ове технике у потпуности одговарају раду са рачунарским базама података за сортирање материјала. Аутори приказују три примера могуће примене метода заснованих на експертном систему и упоређују њихове перформансе по питању рангирања током решавања проблема избора материјала у датим случајевима. Уочено је да се код ова три случаја, најбоље рангирана решења за избор материјала тачно поклапају са оним добијеним у ранијим истраживањима.

Serafini и сарадници (Serafini, et al., 2015) предлажу поступак за избор материјала подржан рачунаром за структурно оптимизоване производе. Он има за циљ да интегрише приступ доношењу одлука помоћу више критеријума, како би систематично дефинисали вредности тежине за рангирање. Процедура обухвата четири главна корака: а) иницијални скрининг материјала, како би добили листу материјала компатибилних за производе и процесе; б) статистичку анализу простора пројектовања кроз DoE (енгл. Design of Experiment), за рангирање ефекта сваког својства материјала на утицај на животну средину; в) вишекритеријумско доношење одлука за рангирање материјала према важности сваког својства материјала; г) структурна оптимизација, за идентификацију најбољег могућег облика изабраног материјала. Методологија је тестирана на једноставној студији случаја која се тиче дизајна I профила подобног за околину. Резултати потврђују изводљивост предложеног приступа за побољшање избора материјала када постоји релевантан број критеријума за одлучивање.



Jahan и Edwards су, у темељном прегледу литературе (Jahan & Edwards, 2015), идентификовали, класификовали и оценили тридесет један метод који се може користити за решавање проблема избора материјала. Циљ овог рада је да испита недостатке метода нормализације и предложи начине за побољшање његове употребе у процесу доношења одлука у инжењерском конструисању. Нагласак је на избору материјала, за проблеме који укључују циљане критеријуме, као и где се у обзир узима и цена и добити, што се типично односи на изазовније апликације као што су оне везане за аеронаутику и биомедицинско инжењерство. Показано је да иако многе методе нормализације могу изгледати као мале варијације једна другој, ове нијансе имају важне последице на доношење одлука у процесу конструисања.

За вишеструке и међусобно супротстављене критеријуме, исправан избор материјала за феморалну компоненту вештачког колена постаје важан проблем доношења стратешке одлуке. Kabir и сарадници (Kabir & Lizu, 2016) представили су стурктурисан, једноставан, систематски и логички научни приступ за евалуацију одговарајућег материјала за феморалну компоненту кроз интеграцију *Fuzzy Analytical Hierarchy Process* (FAHP) са *Preference Ranking Organization Method for Enrichment Evaluations* (PROMETHEE). Предложени приступ доношењу одлука користи синергију између два добро позната метода доношења одлука који се заснивају на више критеријумском одлучивању (MCDM) у којима се препознају њихове јаке и слабе стране и рангирање се добија помоћу анализе осетљивости која доносиоцу одлука олакшава коначан избор.

Протезе колена као медицински производ захтевају пажљиву примену алата за квалитет и дизајн како би се обезбедиле најбоље перформансе. Стога су Jahan и Bahraminasab (Jahan & Bahraminasab, 2015) предложили развој функције квалитета (енгл. Quality function deployment – QFD) као алат за квалитет како би се систематски интегрисала очекивања корисника са предвиђеним потребама медицинског и инжењерског тима и како би експлицитно превео потребе корисника у карактеристике онога што се производи. У овој студији, приказани метод прати анализа коначних елементата за оцену ефеката унутрашњих контура феморалних компоненти на механичку стабилност имплантата и биомеханичке напоне унутар компоненти имплантата и околних костију уз одржавање спољашњих контура за стандардну Co-Cr легуру и потенцијални материјал. У коначном рангирању алтернатива, користи се више критеријумска анализа у процесу доношења одлука.

## 2.3 Избор технологије обраде и технолошког поступка

Превазилажење могућег „јаза“ између области конструкције и производње разматрали су и Molcho и сарадници (Molcho, et al., 2008) предлажући холистички приступ и софтверски алат САМА (енгл. Computer Aided Manufacturability Analysis) за капитализацију доступног знања о технологодности.

Највећи допринос развоју анализе технологодности као научне дисциплине дали су истраживачи Satyandra Gupta, William Regli, Diganta Das и Dana Nau. Њихови бројни радови у овој области обезбедили су систематски приказ приступа, мере и нивоа аутоматизације технологодности конструкције (Gupta, et al., 1997), али и систематски приступ за анализу технологодности делова израђених машинском обрадом (Gupta & Nau, 1995), односно анализи толеранција производа слободних форми (Arni & Gupta, 2001).

Проблем пројектовања и избора оптималног технолошког поступка је захтевна и сложена активност. Анализа технологодности није свеобухватна активност која се универзално може применити на било који разматрани проблем, већ се она прилагођава производу (или групи производа). Чињеница је да се у изради персонализованих коштаних запреминских имплантата, формативни и субстрактивни процеси користе у ограниченом опсегу. Литературни наводи указују на примену поступка локалне деформације при изради персонализованих плочица, али и за потребе елемената вештачког колена. Тако на пример Bhojar и Borade дају приказ израде персонализованог имплантата компоненте колена локалном деформацијом (Bhojar & Borade, 2015). Са друге стране, коришћење CNC вишеосних глодалица и обрадних центара за израду персонализованих имплантата недостајућих делова кости приказано је у раду (Shuangyan, 2014).

За разлику од претходна два процеса, адитивне технологије користе могућност брзе израде веома сложених облика слободне форме, па су њихове методе широко распрострањене у персонализованој имплантологији. Због тога је наредни литературни преглед дат из угла система за избор брзе производне технологије.

Први покушај да се направи избор одговарајуће брзе производне технологије био је програм развијен од стране Hornberger на Универзитету Санта Клара (Hornberger, 1993). Програм је обезбеђивао едукативне информације о брзој изради прототипова и водио корисника да изабере RP процесе.



Muller и сарадници (Muller, et al., 1996) су развили систем за избор брзе израде прототипа у циљу препознавања најбољег RP система за израду физичког прототипа. Систем је био заснован на релационој бази података доступних машина и материјала. Овај систем врши избор најбоље комбинације машине и материјала за израду прототипа методом вредносне анализе.

Phillipson (Phillipson, 1997) је развио систем за подршку одлучивању под именом „RP саветник“ (енгл. RP advisor) који је заснован на функцији квалитета у циљу идентификовања најважнијих карактеристика. Критеријуми селекције били су: време, цена и квалитет. Систем је посматрао 6 машина, а оптимални избор вршен је према вишекритеријумској теорији оптимизације. Систем није узимао у обзир врсте материјала.

Masood и Soo (Masood & Soo, 2002) су 2002. године развили експертни систем заснован на правилима под именом IRIS, за избор RP машине. Систем је обухватао 39 RP доступних система од 21 произвођача. Током развоја система, за потребе интервјуисања и сакупљања знања, створена су два типа упитника. Допуњену верзију IRIS-а развили су Masood и Al-Alawi (Masood & Al-Alawi, 2002) и она је корисницима обезбеђивала да допуњују базу података коришћењем MS Access-а. Развијени систем је више служио као подршка корисницима да изаберу коју машину да купе, него да за одговарајући проблем и пример, изабере процес. Још један недостатак система био је тај што систем није узимао у обзир избор материјала.

Yuun и Lee су представили методологију за избор RP процеса који је најпогоднији за крајње коришћење дела када вишеструки атрибути укључују било непрецизне (или непоуздане) и прецизне (једнозначне) податке (Yuun & Lee, 2005). Модификовани TOPSIS приступ је коришћен као систем за подршку у одлучивању како би рангирао приоритетни редослед RP процеса за одређени производ уз смањење трошкова и техничких проблема. Модел је разматрао 6 критеријума: тачност геометрије, површинску обраду, затезну чврстоћу, издужење, трошкове дела и време израде. Упитник је осмишљен да различити корисници дају одговоре о најважнијим критеријумима селекције. Опис цене и време израде приказани су фази вредностима, а студија случаја даје упоредни приказ 6 RP система. Овај модел врши избор машине, али не и процеса.

Lan и сарадници (Lan, et al., 2005) су развили нови метод избора најприкладнијег RP система интегрисањем експертног система са фази оцењивањем. Експертни систем је коришћен за селекцију, а фази метод за рангирање. Развијени систем садржи 4 целине: на знању заснован експертни систем, фази вредновање, базу података, и кориснички интерфејс (и интерфејс за експерта). Рангирање потенцијалних адитивних технологија (6 процеса је разматрано: SLA, LOM, FDM, SLS, 3DP, и SGC) извршено је помоћу фази АНР методе. Критеријуми процене обухватили су тачност, површинску хрпаовост, трошкове пост процесуирања, трошкове материјала и опреме, брзину израде и укупно време израде. Систем врши избор само брзих производних технологија, али не укључује и селекцију материјала. Са друге стране Giner-Santonja и сарадници су констатовали да је АНР метод тешко применити када број алтернатива постане велики (више од 7) или када су алтернативе хетерогене (Giner-Santonja, et al., 2012).

Bernard је представио на знању заснован систем за избор RP процеса (Bernard, 1999), да би касније, заједно са сарадницима, развио експертни систем (користећи САРР експертни систем) под иманом АСPIR (енгл. Aided choice for rapid industrialization processes) (Bernard, et al., 2003). Развијени експертни систем није био намењен само за избор машина које раде на принципу адитивне технологије. Пројектован је да буде општији, гледајући на развој производа који укључује: CAD, реверзно инжењерство и индиректне технике израде металних и пластичних делова. Развијени систем садржи два начина закључивања: 1- закључивање на основу случаја које користи претходне студије за предвиђање сличног решења према сличном проблему; 2- закључивање уназад о процесу где систем предлаже решење засновано на знању које користи експертни систем. Први механизам закључивања који се активира је закључивање на основу случаја. Уколико овај механизам не пронађе решење, активира се и други механизам закључивања. Недостатак овог система је што корисник не може самостално да ажурира или надогради систем, јер би у том случају логика експертног система морала бити измењена. За овакав систем важно је да се база случајева стално ажурира. Са друге стране, систем укључује само просе и топологију материјала. Избор материјала није развијен на адекватан начин.

У раду (Bernard, et al., 2003), указано је да, управљање знањем у оквиру база података и развој полу аутоматизованог система представља велики изазов у развијању система за подршку одлучивању и за избор нових технологија и материјала у области адитивне производње.

Шведски истраживачи у Industrial Research and Development Corporation, IVF развили су online „RP selector“ (IVF, n.d.). Поред одређивања у погледу визуелизације модела (Design Model/Design and Assembly Model), корисник одређује и материјал функционалног прототипа (Plastic/Metal). Систем заправо поставља три главна питања о материјалу/функцији, количини и завршним захтевима. Предност овог система је та што је ово online систем који садржи квалитетне податке о одређеним адитивним процесима, као и то што узима у обзир и друге аспекте адитивне производње, а не само карактеристике машине. Са друге стране, недостатак представља ограничена база материјала, као и чињеница да корисници не могу да ажурирају, подешавају или врше измене у систему. Такође, корисници не могу да ажурирају систем ни на који начин и он не рангира процесе или материјале већ пружа кориснику различите могућности између којих корисник налази компромис.

„RM selector“ је такође развијен на Georgia Institute of Technology. Основни концепт објашњавају Gibson и сарадници (Gibson, et al., 2010). То је прелиминаран експертни систем развијен помоћу Matlab-a, који бира изводљиве (оствариве) процесе и машине, укључујући квалитативне оцене засноване на сличности облика, сложеност геометрије дела, време испоруке. Систем на основу доступних материјала за машине одваја оне на којима су процеси изводљиви од неизводљивих, узимајући у обзир и завршну површинску обраду и тачност. Време израде и цена су параметри који ће се даљим развојем прорачунавати.

Предности овог софтвера огледају се у томе што омогућава корисницима да истраже адитивне технологије, идентификују потенцијалне материјале, имају увид у време израде и животни циклус производа. Избор одговарајуће адитивне технологије производње, претрага претходних студија случајева и ажурирање базе података машина су такође предности овог система. Основни недостатак овог система је фокусирање на избор машине уместо на избор целокупног тока RP процеса, као и то што систем не обезбеђује адекватан избор материјала.

Mahesh је са сарадницима развио систем IRPDMS (енгл. Integrated rapid prototyping decision making system) заснован на фази одлучивању и бенчмаркингу за избор оптималног RP/RM система (Mahesh, et al., 2005). Аутори су имплементирали систем користећи веб страницу помоћу фази If-Then правила. Ова страница није доступна за рад са системом, већ је обезбеђен само дизајн странице. Систем комуницира са раније развијеном бенчмарк базом података у раду Wong и сарадника (Wong, et al., 2002).

Предложена методологија садржи три фазе: репрезентацију проблема, фази сет оцене циљева и ограничења, и избор најбоље солуције. Недостатак система је мали број доступних RP процеса (5), а заснованост на бенчмаркингу једног дела се не може искористити за генерализацију. Систем не узима у обзир материјале, а могућност ажурирања и надоградње система нису поменуте у раду.

Smith и Rennie су развили софтверски алат за избор директне производње адитивним технологијама под именом „RM selector“ (Smith & Rennie, 2008). Систем се састоји од релационих база података које садрже информације о машинама за адитивну производњу, материјалима, технологијама и карактеристика делова добијених комбиновањем машина и материјала. RM selector је веб програм који претражује базу података. Недостатак је што акценат ставља на претрагу алата, уместо на процесе или материјале. Такође, ниједно рангирање није доступно.

Munguia и сарадници су предложили систем за избор RP/RM процеса заснован на вештачкој интелигенцији под именом called RMADS (енгл. Rapid manufacturing advice system) (Munguia, et al., 2010). Систем интегрише три модула: експертни систем, фази интерфејс и базу података. Корисник може да користи базу материјала одвојено од осталих модула, а фази интерфејс је искоришћен за агрегацију и рангирање. Munguia је у својој докторској дисертацији (Munguia, 2009) представио параметарски модел за процену трошкова, где је неуронска мрежа развијена за потребе процене трошкова засноване на времену израде. Предност овог система је једноставно и сигурно окружење у коме корисник бира процесе и материјале. Систем врши избор само процеса, а ажурирање није могуће без измене програмске логике система, односно потребно је знатно репрограмирање система, тако да корисник не може самостално да ажурира систем. Након тога, Munguia и сарадници предложили су и саветодавни систем за избор RP/RM система као алтернативне процесе за производњу малог обима у сектору дизајна машина и опреме. Урађена је и процена могућности за дељење знања (Munguia, et al., 2011).

Махаратра и сарадници заједнички су користили „сиву релациону анализу“ и фази TOPSIS методу за избор RP процеса (Махаратра & Panda, 2013). Предност коришћења сиве теорије над фази теоријом је то да сива теорија узима у разматрање стање фази неодређености (енгл. fuzziness), што значи да може флексибилно да се снађе са неодређеном ситуацијом.

Аутори студије (Panda, et al., 2014) предлажу методу која интегрише Аналитички Хијерархијски Процес (АНР) и методу Технике за Приоритетни Редослед по Сличности до Идеалног Решења (енгл. Technique for Order Preference by Similarity to Ideal Solution – TOPSIS) за избор RP система који укључује вишеструке, обично супротстављене атрибуте. Предложени метод омогућава доносиоцу одлука боље разумевање комплетног процеса евалуације и пружа прецизнији, ефективнији и систематичнији алат за доношење одлука. АНР се користи да утврди тежину критеријума, док се фази TOPSIS користи за одређивање приоритета између понуђених решења. На основу близине ко-ефективних вредности, рангирање решења се добија по опадајућем редоследу. Иако је модел развијен и тестиран за коришћење код проблема избора RP процеса, такође се може користити са малим модификацијама у другим проблемима доношења одлука као што је избор добављача за различите индустрије. Математички модели се такође могу комбиновати са предложеним моделом како би побољшали његове перформансе и то је један од праваца будућег истраживања аутора.

Sadeghian и Sadeghian (Sadeghian & Sadeghian, 2016) предлажу решење како би добио систем за подршку у одлучивању (енгл. Decision Support System – DSS) тако што комбинује вештачке неуронске мреже (енгл. Artificial Neural Networks – ANN) и фази аналитички мрежни процес (енгл. fuzzy analytic network process – FANP) како би изабрали флексибилни производни систем (енгл. Flexible manufacturing system – FMS). У овом контексту, студија случаја у фабрици Tashgaz Company, коришћени су специјални и MATLAB софтвери. С обзиром да се данашњи производни системи крећу ка FMS, и у већини сличних истраживања су коришћене флексибилне производне ћелије и АНР у одређеном режиму, а фази вредности су коришћене за поређење критеријума као што су брзина производње, тачност (прецизност) производње, утрошак енергије итд. За избор производног система, такође је коришћен трослојна ANN а затим је коришћен FANP.

Избор одговарајуће машине је једна од најважнијих одлука у пројектовању и развоју ефикасног производног окружења. Неодговарајући избор машине може резултирати проблемима у квалитету, флексибилности, продуктивности, итд. и негативно утицати на укупне перформансе и продуктивност производног система. С друге стране, избор најбоље машине међу понуђенима је проблем доношења одлука који се заснива на више критеријума (MCDM). Özceylan и сарадници (Özceylan, et al., 2016) користили су MCDM приступ заснован на фази логици. За овај циљ, коришћен је фази аналитички мрежни процес (FANP) за одређивање тежине критеријума а *preference*

*ranking organization method for enrichment evaluations* (PROMETHEE) је коришћен за добијање коначне ранг листе између понуђених машина. Предложени приступ је примењен за избор CNC машине коју компанија треба да купи. У овом конкретном проблему, постоје четири главна критеријума: цена, квалитет, флексибилност и перформансе уз одговарајућих четрнаест подкритеријума. Резултат ове студије случаја указује на најбољу машину између шест понуђених и омогућава увид доносиоцима одлука.

Обрада напредних материјала са већом геометријском прецизношћу конвенционалним методама је готово немогућа. Због тога су Roy и сарадници (Roy, et al., 2014) сагледали тежњу за већом прецизношћу завршне обраде жељене површине. На тај начин идентификовали су велики броја неконвенционалних процеса обраде. Ипак, потрага за одређеним неконвенционалним процесом, за одређеном операцијом и за обрадом која је специфична за тај случај, је захтеван задатак. Како би доносиоцу одлука поједноставили овај задатак, садашња истраживања користе фази аналитички хијерархијски процес да израчунају релативан значај различитих неконвенционалних процеса узимајући као основ за поређење особине производа и процеса. Коначно, укупан скор различитих неконвенционалних процеса добијен је коришћењем методологије развоја функције квалитета заснованог на различитим карактеристикама облика и комбинација материјала обраде. Такође, варијације у могућностима процеса су узимане у обзир. Анализа садашњих истраживања показује да електрохемијски процеси израде имају предност над осталим неконвенционалним процесима у погледу завршне обраде, радијуса углова, минималне дубине оштећења површине, и времена израде.

Аутори указују да пројектовани експертни систем треба да буде довољно флексибилан да се његова база може ажурирати с времена на време. Та база знања треба да се заснива на FAHP и QFD (п)остаје важан аспект за будући рад. Такође, развој методологија за избор неконвенционалног процеса коришћењем других фази MCDM метода, као што су фази ELECTRE, фази PROMETHEE, и фази ANP остаје још једна област којој се треба озбиљно посветити.

Методологију за избор и упоређивање неконвенционалних процеса као нову структуру избора помоћу експертних система, представили су аутори у раду (Sáenz, et al., 2015). Процес избора састоји се од четири главна алгорита који мере атрибуте сваког процеса као зависне показатеље других процеса, односно, пред селекција која узима у обзир (1) могућност процеса да сече метал у односу на дебљину, (2) брзина која се може



постићи у зависности од дебљине лима, (3) сложеност коју сам део представља за сечење, (4) толеранције процеса. Резултати експеримената разматрани кроз три различита приступа доказују да је представљени експертни систем прецизно рангирао најпогодније процесе по приоритету.

Iqbal и сарадници (Iqbal, et al., 2015) посвећују пажњу све већим разумевањем бриге за животну средину и друштво, чиме се фокус производне индустрије широм света убрзано мења са чистог фокуса на стварању профита ка фокусу на одрживости.

Фази модел доношења одлука TOPSIS, у интуитивном фази окружењу које се користи за евалуацију напредних производних технологија у погледу карактеристика ергономске компатибилности, представљен је у раду (Maldonado-Macías, et al., 2014). Методологија укључује опис карактеристика ергономске компатибилности и интуитивну фази TOPSIS (IFT) процедуру која се примењује за новије евалуационе приступе, за ове атрибуте, како би подржао вредновање и избор алтернатива напредних производних технологија. Као резултат, представљен је нумерички пример за евалуацију и избор три алтернативе нумеричких рачунарски управљаних глодалица.

Напредна производна технологија се сматра једним од главних елемената ка ефикасности и конкурентности. Она генерално укључује CNC опрему, CAD/CAM алате, флексибилне производне системе, роботiku, брзу израду прототипова, као и еколошки одрживе технологије.

## **2.4 Процена цене производа и процеса израде**

Како 70% трошкова производа настаје у фази пројектовања и конструисања (Shehab & Abdalla, 2001), тим за развој производа мора посматрати ову фазу круцијалном и поставити посебне мере како би избегли грешке и пропусте или непредвиђене околности које могу представљати препреке успешној производњи. Због тога, процена трошкова има веома важну улогу у развоју производа. Адекватна процена трошкова ће упростити процес за утврђивање очекиваног профита, оцену конкурентности, и поједноставити инвестиције у нове алате. Традиционално, постоје два типа метода за процену трошкова:

- 1) процена трошкова на први поглед (одокативно), и
- 2) детаљна процена трошкова (Roy, 2003).

У првој методи захтева се велико искуство како би процена била тачна, док друга метода захтева одговарајућу количину података. Са друге стране, Shehab и Abdalla



(Shehab & Abdalla, 2001) класификују методе процене трошкова на *интуитивне, параметарске, аналогне и аналитичке*.

Постоји велики број техника које су развијене у ове сврхе. Зависно од доступности података, искуству проценитеља, као и траженом нивоу прецизности процене, Niazi и сарадници (Niazi, et al., 2006) ове технике класификују на **квалитативне и квантитативне технике процене трошкова**. **Квалитативне** технике процењују трошкове ослањајући се на искуству проценитеља (интуитивност) или претрагом сличних производа (аналогијом). Са друге стране, **квантитативна процена трошкова** може бити базирана на детаљној анализи пројектованог производа. Ова анализа се састоји из две врсте приступа као што су нпр. параметарски и аналитички, зависно од тога колико су подаци потпуни (Niazi, et al., 2006).

Feng и Zhang (Feng & Zhang, 1999) су развили метод процене трошкова производње, где је главни фокус на идентификацији особина технолоичности у циљу елиминације грешака при процени. Chan и Lewis (Chan & Lewis, 2000), као и Shehab и Abdalla (Shehab & Abdalla, 2002) развили су систем заснован на знању како би проценили трошкове производа. Систем обезбеђује подршку одлучивању у зависности од изабраног материјала и технологије машинске обраде.

Jung је представио процену трошкова производње за делове израђене машинском обрадом (Jung, 2002). Његов приступ заснован је на техничким елементима, који су класификовани у 4 категорије. Процена трошкова за све техничке елементе у категорији заснована је на производним активностима. Рана процена трошкова није узимала у обзир производне активности, тако да те процене нису биле тачне. Трошкови машинске обраде су пропорционални времену обраде, које укључује главно време обраде, помоћна времена као и време припремних активности.

Како би смањили време процене и побољшали квалитет процене елиминисањем неодређености, Bouaziz и сарадници (Bouaziz, et al., 2006) су развили систем заснован на знању за процену трошкова.

Germani и сарадници (Germani, et al., 15-18 August 2011) су представили процену трошкова производње током ране фазе процеса пројектовања и конструисања. Процес пројектовања и конструисања захтева ефективну и брзу процену различитих варијантних решења конструкције. Поред функционалности и техничких карактеристика, параметри као што су безбедност, технолоичност, могућност монтаже, итд., такође морају бити

разматрани. Трошкови производње и самог производа су један од главних фактора у процесу избора оптималног решења. Због тога је тачна процена трошкова у раној фази развоја производа од суштинске важности. У таквом окружењу параметарски пројектован 3D CAD модел помоћу техничких елемената је од великог значаја јер садржи корисне податке за процену трошкова производа. Ипак, упркос великом броју истраживања о препознавању и употреби техничких елемената, ни један софтвер за процену трошкова још увек не може да гарантује поузданост података (Germani, et al., 15-18 August 2011). Овај рад представља приступ процени трошкова у брзој производњи где су геометријски технички елементи директно повезани са производним захватима и технолошким поступцима. Приказани приступ је имплементиран у систем заснован на знању и тестиран на практичном примеру како би потврдио карактеристике.

Budiono и сарадници (Budiono, et al., 2014) развили су нови метод и модел процене трошкова производње током ране фазе пројектовања везане за сложеност процеса обраде, наглашавајући да се на тај начин скраћује време за пласирање производа, смањују трошкови и повећава квалитет добијеног производа. Сложеност и трошкови обраде су важне варијабле у процени финалних трошкова производа. Слично (Germani, et al., 15-18 August 2011) и у раду (Budiono, et al., 2014) се указује на тренутно непостојање адекватног софтвера за процену трошкова. Постојећи модели заснивају своје процене према унапред познатом дизајну производа, што је тешко применљиво на процене трошкова у раним фазама процеса пројектовања и конструисања из разлога недостатка података и информација. Због тога је предложен нови метод који би дао модел процене трошкова током ране фазе пројектовања. Предложени модел је развијен у узајамној вези између процене трошкова и сложености технолошког поступка заснованог на производним техничким елементима. Употребом овог модела, конструктори могу да брзо унесу измене модела производа модификовањем корекција у фази производње.

Naranje и сарадници (Naranje, et al., 2014) представили су систем заснован на знању за процену трошкова металних делова добијених дубоким извлачењем. Предложени систем је написан у програмском језику VB.6.0 (у windows окружењу). Састоји се из два модула: модул COMPC за процену укупних трошкова делова добијених дубоким извлачењем, и модул TOOLC за процену укупних трошкова алата за дубоко извлачење. Систем је тестиран за различите типове осно симетричних делова добијених дубоким

извлачењем, који су примењени у пракси. Флексибилност система огледа се у проширивој и лако измењивој бази знања.

Wasim и сарадници (Wasim, et al., 2013) су представили иновативни систем за моделирање трошкова производа и процеса како би подржали проактивно одлучивање и елиминацију грешака у фази пројектовања. Заснован на захтевима индустрије, развијени систем се састоји из 6 модула: идентификација вредности; процеси обраде / избор машина; избор материјала; спецификацију геометријских карактеристика; процену геометријских техничких елемената и технологичности; и процену времена и трошкова израде. Предложени приступ посебну пажњу посвећује развоју процене трошкова помоћу техничких елемената.

#### **2.4.1 Процена трошкова адитивних процеса**

Тренутна истраживања на тему трошкова производње показују да је адитивна технологија исплатива за производњу малих количина са континуираном централизованом производњом. У случају повећаног степена аутоматизације у дистрибуираној производњи, где се у више компанија и на више локација израђују различите компоненте финалног производа, може се временом очекивати ефективност у погледу цене и трошкова (Thomas & Gilbert, 2014). Због сложености мерења трошкова адитивне производње, тренутне студије су релативно ограничене. Многе од тренутних студија проучавају производњу појединачних делова. Оне које проучавају склопове често не рачунају ефекат ланца набавке као што су трошкови складиштења и транспорта, заједно са смањеним ризиком од проблема са набавком. Тренутно трошкови материјала чине највећи део трошкова производа добијеног адитивном производњом. Ипак, технологије се често могу допуњавати, у случајевима када се две технологије заједно користе, добити су веће него да се користи само једна технологија. Повећано коришћење адитивне производње може довести до смањења трошкова сировина и основног материјала. Адитивни производни систем је такође значајан фактор по питању трошкова, при чему је приметан константан пад цена ових система. Између 2001 и 2011 просечна цена је пала за 51% (Thomas & Gilbert, 2014).

Young указује да се цена производње може категорисати на два начина (Young, 1991). Први укључује оне трошкове који су „јасно (добро) структурисани“, као што је рад, материјал, и трошкови машина. Друга укључује оне који су „нејасно (слабо) структурисани“ као што су они који су повезани са проблемима приликом израде,

подешавања машине и складиштења. Како је последњих година главни правац истраживања усмерен на адитивне процесе, у литератури је приметан фокус на јасно структурираним трошковим адитивне производње, него на оним нејасно структурираним. Ипак, неке од значајнијих предности и уштеда у адитивној производњи могу бити сакривени у слабо структурираним трошковима.

Многи трошкови су присутни у ланцу набавке, који представља систем који покреће производњу од добављача до корисника. Адитивна производња може, потенцијално, да има значајан утицај на дизајн и величину овог система, смањујући трошкове који се ту јављају (Reeves, 2008).

Khajavi и сарадници (Khajavi, et al., 2014) упоређују трошкове рада централизованих адитивних производних система и дистрибуиране производње, где је производња у близини корисника. Ово истраживање проучавало је производњу резервних делова за одређене компоненте борбеног авиона F-18. Цена застарелости инвентара, трошкови иницијалне производње инвентара, трошкови ношења инвентара и трошкови транспорта резервних делова су смањени за дистрибуирану производњу. Међутим, значајна повећања у трошковима радне снаге и почетна инвестиција у машине за адитивну производњу чине га скупљим од централизоване производње. Повећана аутоамтизација и смањене цене машина неопходне су како би овај сценарио био исплативији (економичнији).

Применом делова слободне геометријске форме, адитивна производња омогућава да се производи израђују уз коришћење мање материјала уз задржавање неопходних перформанси. Производи се могу израдити на нивоу неопходних перформанси пре него на нивоу који знатно превазилази ниво неопходних перформанси због ограничења у традиционалној производњи. Тренутни проблем је тај што цене материјала за адитивну производњу знатно превазилазе цене материјала за традиционалну производњу.

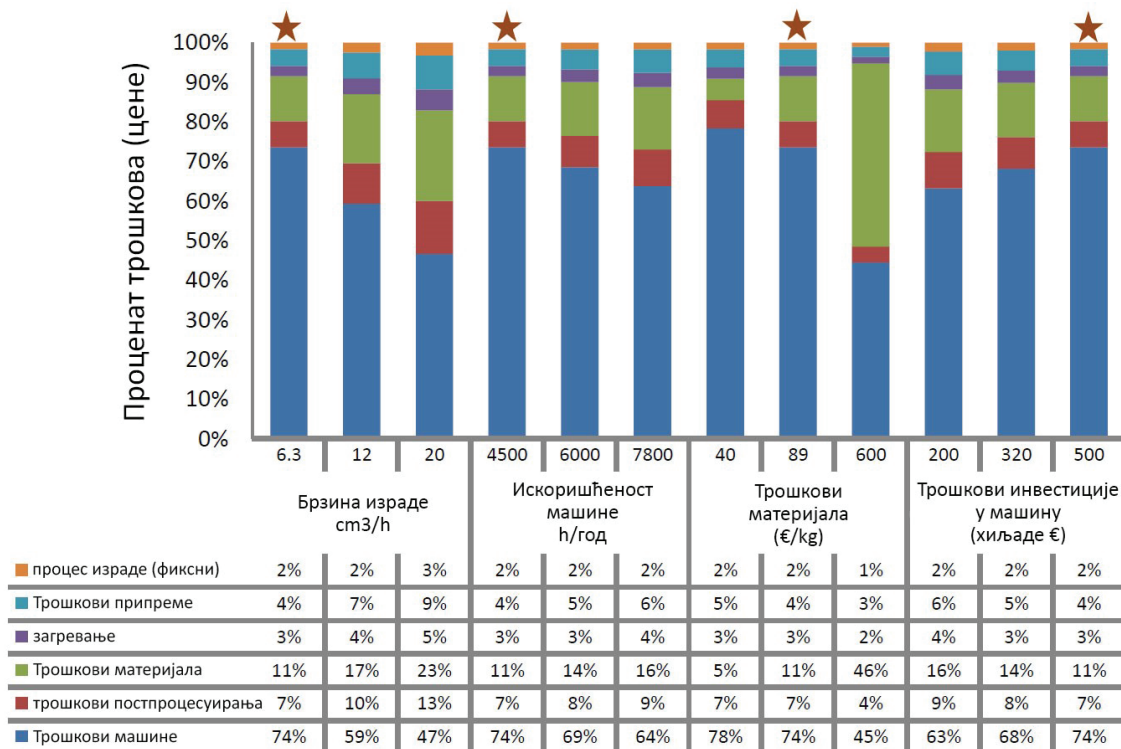
#### **2.4.2 Трошкови материјала**

Atzeni и Salmi (Atzeni & Salmi, 2012) показали су да је цена материјала за одређени метални део направљен од легуре алуминијума била €2.59 по делу код традиционалне производње и €26.81 по делу код адитивне производње коришћењем селективног ласерског синтеровања; тако видимо да је у серијској производњи цена материјала за адитивну производњу готово десет пута виша.

Друга истраживања о металним деловима потврђују да су трошкови материјала главни носиоци трошкова за ову технологију како је приказано на слици 2-3, која даје податке за узорак дела направљеног од нерђајућег челика.

За овај пример, четири фактора који утичу на цену варирају, при чему је количина производње мало мања од 200 (за основни случај). Ова анализа даје увид у идентификовање највећих трошкова адитивне производње.

Први фактор цене који се варира је капацитет, што подразумева брзину на којој адитивни производни систем ради и мери се у кубним центиметрима по сату. Други фактор који варира је искоришћеност машине која се мери бројем сати по години током којих машина ради. Трећи фактор су материјални трошкови а последњи фактор је цена улагања у машину, што укључује ставке које су везане за постављање, коришћење и одржавање. Између осталог, то укључује цену енергента, куповине машине, и трошкове радника који су неопходни за рад система. Основни модел има капацитет 6.3 cm<sup>3</sup>/h, и искоришћеност од 4500 h/год, као и материјалне трошкове од 89 €, и улагање у машину по цени од 500.000 €.



Слика 2-3. Расподела трошкова адитивне производње металних делова у случају варијације параметара. Преузето и прилагођено из (Lindemann, et al., 2012) и (Thomas & Gilbert, 2014).

За поређење, основни случај је приказан четири пута на слици, где је сваки појединачни означен звездицом. У просеку, цена машине је одговорна за 62.9% процењених трошкова на слици 2-3 (основни случај је једном рачунат). Овај трошак је остао највећи чак и када је капацитет увећан три пута а други фактори су остали исти. Овај трошак остао је највећи у свим осим у једном случају, где су трошкови материјала повећани на 600€/kg. Други највећи трошак били су материјали, који, у просеку, обухватају 18.9% трошкова; ипак, важно је напоменути да је могуће да овај трошак опада са све већим порастом добављача и дистрибутера на тржишту (Lindemann, et al., 2012). Пост процесуирање, припрема, загревање у пећи, и фиксирање процеса израде били су приближно 8.4 %, 5.4 %, 3.3 %, и 1.9 %, редом.

Материјални трошкови за адитивну производњу су знатни; ипак, технологије често могу да буду комплементарне, где се две технологије користе паралелно, а добити су веће него када се користе индивидуално. Један пример је компјутерски помогнуто пројектовање и компјутером помогнута производња, с обзиром да их је потребно обе користити да би се од обе имало користи. Адитивна производња и сировине који се користе могу бити услов онде где су комплементарни (Baumers, 2012). Сва адитивна производња захтева сировине, и Stoneman сматра да (Stoneman, 2002) ово може створити петљу повратних информација. Повећана употреба адитивне производње може довести до смањена цене сировина.

### **2.4.3. Трошкови машина**

Поред цене материјала, цена машина је један од најзначајнијих трошкова повезаних са адитивном производњом. Просечна продајна цена индустријског адитивног производног система - машине у 2011. години била је 73.220 US\$ (Wohlers, 2012). Иако је цена порасла са 62.570 US\$ колика је била у 2010, цена је у већини претходних година падала. Док је тренд у ценама машина генерално опадајући, велика разлика и даље остаје између цена система заснованих на полимерима и система заснованих на металу, и огроман раст у продаји јефтених, система заснованих на полимерима током овог периода је знатно утицао на просечну продајну цену машине. За студије о ценама металних материјала, Hopkinson и Dickens (Hopkinson & Dickens, 2003) су показали да се цене машина крећу у опсегу од 23% до 75% металног дела. Разлика у цени између различитих типова адитивних производних машина била је значајна и кретала се између 0.1 милион US\$ за системе на бази полимера и 1.0 милиона US\$ за системе засноване на металном



праху. Иако се може приметити пад цена машина током времена, Lindemann и сарадници (Lindemann, et al., 2012) приказали су процене цена машине које се крећу између 45% до 78% цене металног дела, што је приказано на слици 2-3. Atzeni и сарадници (Atzeni, et al., 2010) показују да је цена машине по делу између 59% и 66% цене пластичног дела.

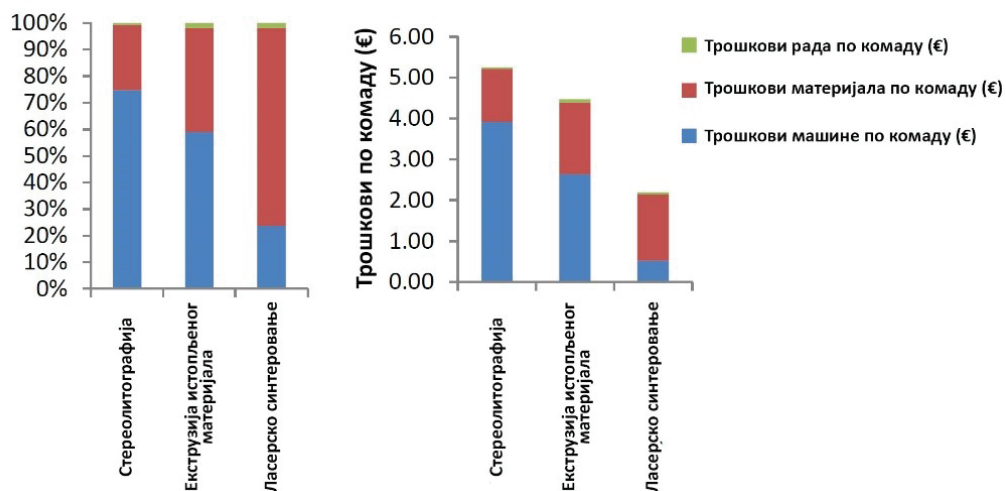
#### 2.4.4. Два главна приступа формирању цена адитивне производње

Постоје два модела цена која захтевају пуну пажњу код адитивне производње:

- 1) На основу рачунања просечне цене Hopkinson and Dickens (Hopkinson & Dickens, 2003), и
- 2) На основу модела трошкова Ruffo et al. (Ruffo, et al., 2006)

Цену адитивно произведених делова израчунали су Hopkinson and Dickens на основу рачунања просечне цене по делу у три додатне претпоставке: Систем производи једну врсту дела током годину дана; Користи максималну запремину; и Машина ради 90% времена.

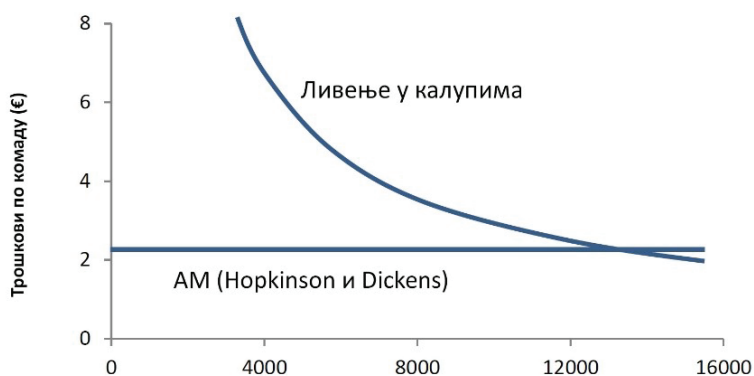
Ова анализа укључује рад, материјал и цену машина. Просечна цена дела је израчуната тако што је подељен укупан трошак укупним бројем делова произведених током године. Трошкови се могу разложити на цену машине, цену рада и цену материјала. Трошкови су рачунати за два дела, коришћењем стереолитографије, екструзије истопљеног материјала и ласерског синтеровања. Разложена цена за производ „ручица“ дата је на слици 2-4, која приказује да је у анализи за овај производ, ласерско синтеровање најјефтинији адитивни производни процес.



Слика 2-4. Удео трошкова у укупној цени производа. (према (Hopkinson & Dickens, 2003)).



Цена машине је главни фактор за стереолитографију и екструзију истопљеног материјала, док је цена материјала главни фактор код ласерског синтеровања. Hopkinson и Dickens процењују годишњу цену машине по произведеном делу, када се сматра да машина у потпуности више није употребљива након осам година; односно, то је збир трошкова амортизације по години (рачунато као цена машине и помоћне опреме подељено са 8) и цена одржавања машине по години подељена обимом производње. Резултат је цена машине по делу, која је константна током времена, како је приказано на слици 2-5, такође се може видети поређење са ливењем под притиском.



Слика 2-5. Модел цене производа у случају адитивне производње и ливења у калупима, зависно од количине производа. (Hopkinson & Dickens, 2003)

Цену адитивно произведених делова рачунали су Ruffo и сарадници користећи модел трошкова који прати активности, где се сваки трошак везује за одређену активност. Они су произвели исту ручицу коју су произвели Hopkinson и Dickens користећи селективно ласерско синтеровање. У њиховом моделу, укупна цена производа (C), представља збир цене сировина и индиректних трошкова. Цене сировина (материјала) су цене ( $P_{material}$ ), рачунате у еврима по килограму, помножене масом (M) у килограмима. Тој цени се додају индиректни трошкови ( $P_{indirect}$ ) увећани за њихово време (T). Укупна цена производа се онда може представити у облику:

$$C = P_{material} * M + P_{indirect} * T \tag{1}$$

Цена по делу се рачуна као укупна цена производа (C) подељена бројем делова у производу. Насупрот томе, Ruffo и сарадници указују да су време и утрошени материјал главне варијабле у моделу цене. Претпостављено је да је машина радила 100 сати/недељно током 50 недеља/годишње (57% искористивости). Процењени индиректни трошкови по сату приказани су у Табели 2.2.

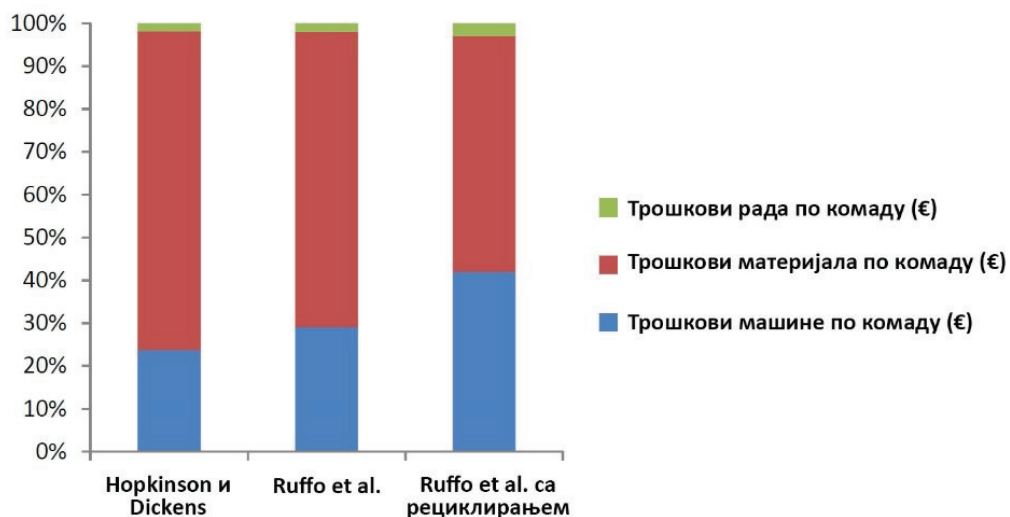
Табела 2.2 – Индиректни трошкови адитивне производње по сату. (Ruffo, et al., 2006)

Активност	Цена (€/сат)
Производни рад / по радном сату машине	7.99
Трошкови машине	14.78
Инфраструктурни и други трошкови	5.90
Административни трошкови	0.41

Постоји три различита времена која се рачунају у предложеном моделу Ruffo и сарадника:

- 1) „време ласерског скенирања области и његове границе како би се синтеровао“;
- 2) „време за додавање слојева праха“ и
- 3) „време да се загреје подлога пре скенирања и време за постепено хлађење након скенирања, додавање слојева праха или само чекање тренутка да се постигне права температура“.

Збир ових времена је време израде ( $T$ ). Сваки пут када се нешто од овога дода, просечна цена расте неправилно од утрошка сировина материјала и времена обраде. На 1600 делова, цена ручице је процењена на €2.76 по делу у поређењу са Hopkinson и Dickens где је €2.20 за ласерско синтеровање. Ruffo и сарадници такође су спровели истраживање где је неискоришћен материјал рециклиран. У овом истраживању, цена по јединици била је € 1.86. Поређење трошкова дато је на слици 2-6.



Слика 2-6. Упоредни приказ трошкова селективног ласерског синтеровања. (Thomas & Gilbert, 2014).

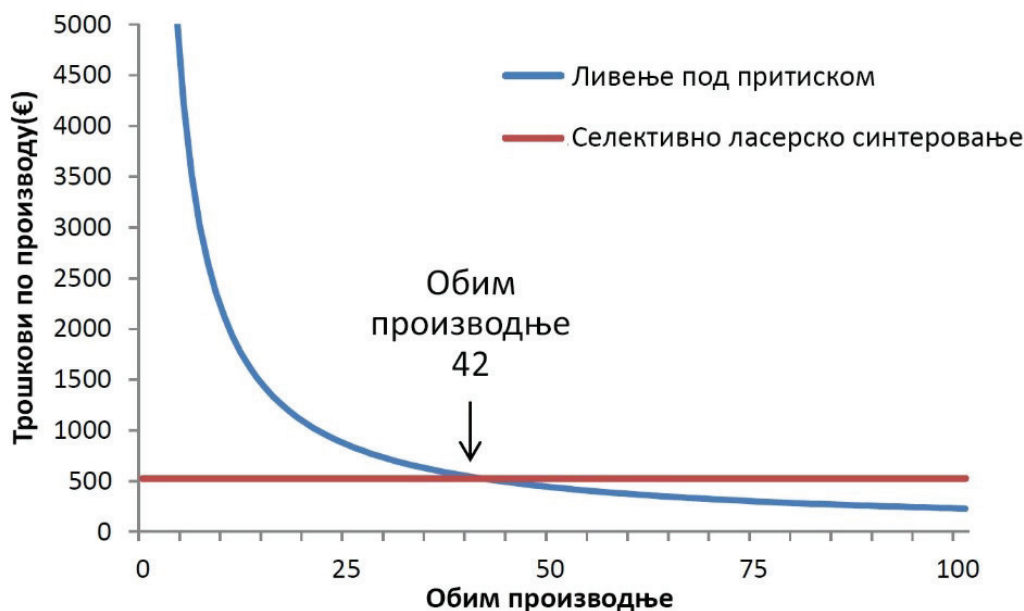
### 2.4.5 Друга поређења са традиционалном производњом

Atzeni и Salmi (Atzeni & Salmi, 2012) показали су да је цена обраде по склопу за склоп стајног трапа за 1:5 модел P180 Avant II by Piaggio Aero Industries S.p.A. (односно цена машине по склопу), са процењених пет година радног века, била је €472.50 за адитивни производни процес селективног ласерског синтеровања у поређењу са ливењем под високим притиском, цена калупа и цена обраде по делу биле су €0.26 + €21000/N, где је N број произведених делова. За производњу која је мања од 42, селективно ласерско синтеровање је било економичније него традиционални процес ливења под високим притиском (слика 2-7).

Индустрија аеронаутике често користи скупе сировине, који имају високе перформансе а малу тежину. Ови материјали високих перформанси нису само скупи да се купе, већ могу бити и скупи за обраду традиционалним методама. Ален (Allen, 2006) пореди адитивну производњу за израду делова за аеро мотор.

Овај рад даје уопштеније поређење два процеса. Цена „приближно финалног облика“ коришћењем машинске обраде била је процењена на следећи начин:

$$Cs = (V * \rho * Cf) * (V - v) * \rho * Ct \tag{2}$$



Слика 2-7. Преломна тачка обима производње у случају ливења под притиском и селективног ласерског синтеровања. (Atzeni & Salmi, 2012).

Где је:

$C_s$  – цена обезбеђивања „приближно финалног облика“ коришћењем машинске обраде

$V$  - запремина оригиналног полупроизвода (припремка)

$\rho$  - густина материјала

$C_f$  - цена материјала кованог прстена

$v$  - запремина компоненти

$C_m$  - цена израде

Трошкови израде „приближно финалног облика“ коришћењем адитивне производње процењени су на следећи начин:

$$C_a = v * \rho * C_d \quad (3)$$

Где су:

$C_a$  - цена израде „приближно финалног облика“ коришћењем адитивне производње

$v$  - запремина компоненти

$\rho$  - густина материјала

$C_d$  - специфични трошкови депоновања титанијума

Овај рад закључује да је адитивна производња исплатива у ставкама где је степен искоришћења материјала (енгл. *buy/fly ratio*<sup>3</sup>) у односу 12:1 у поређењу са конвенционалним обрадама где су односи искоришћења материјала нижи. Важно је напоменути да је степен искоришћења материјала однос израчунат као запремина полупроизвода ( $V$ ) подељена запремином компоненте ( $v$ ). Ален закључује да су адитивне производне технике атрактивне за компоненте које имају висок степен искоришћења материјала, имају сложен облик који захтева доста обраде, имају високе материјалне трошкове и споро се израђују.

Бројни фактори компликују смањивање трошкова адитивне производње, укључујући оријентацију израде, слој наношења, време израде, утрошак енергије, дизајн производа, и рад. Лоша оријентација дела у комори за израду може резултирати повећањем утрошка енергије и до 160% (Thomas & Gilbert, 2014). Поред тога, пуна употреба коморе за израду значајно смањује цену по делу. Свака од ових ставки се мора размотрити код цене адитивне производње, што отежава и компликује смањење трошкова. Ове ставке, вероватно, успоравају усвајање ове технологије, зато што све то захтева додатна знања.

<sup>3</sup> *Buy-to-Fly ratio* је тежински однос између материјала (сировине) коришћене за израду дела и тежине израђеног дела.

*Приказана истраживања указала су на широку примену метода вештачке интелигенције. Разлози примене одређене методе или технологије зависе од проблема који се истражује, али и од афинитета истраживача. Истраживања у погледу избора материјала приказала су постојање великог броја система за претрагу, рангирање и избор материјала. Али велики број тих система не узима у обзир производњу, односно технолошке поступке израде. Са друге стране системи за избор технологије израде веома добро опсију или принципе или технологије или саме машине, а ређе комбинују ове критеријуме заједно са поступком избора материјала. Тачније ови системи обично захтевају да материјал буде дефинисан како би према њему одредили технолошки поступак.*

*Ово је донекле и разумљиво јер избор материјала снажно утиче на избор технолошког поступка, а са друге стране технологије израде утиче на механичке карактеристике материјала. Опасност при комбиновању система који врше избор и материјала и технологије делимично је у овој условљености која може проузроковати тзв. мртву петљу система.*

*Како би то било избегнуто, систем који ће бити развијан у овој дисертацији биће модуларног типа. Он ће захтевати верификацију дизајна, и препоруку за избором класе материјала. Након тога ће модул за избор материјала рангирати кандидате материјале. Излаз из овог модула је листа материјала са задовољавајућим фактором. Излаз из модула је улаз у модул за избор технологија. Модул за анализу технолошких поступака разматра доступне материјале (са аспекта материјала, технологија и машина) и врши њеихово рангирање. Излаз из овог модула заједно са претходним излазом бива прослеђен модулу за процену цене персонализованог имплантата, која у зависности од технологије и јединичне цене материјала врши крајње рангирање, односно генерише излазни документ.*

*Постојећи системи за процену трошкова производње се у великој мери интегришу са савременим CAD/CAPP системима, где за процену трошкова захтевају претходно дефинисање материјала, технологије, алата и сл.*

*Предложени концепт система за анализу технолоичности биће развијан да буде адаптиван, односно да је могуће на једноставан начин вршити његову измену или надоградњу. Такав концепт захтева формирање база података, модел знања, али и базу знања. Очекује се да аквизиција знања има важну улогу у овом процесу.*

### 3. ПЕРСОНАЛИЗОВАНИ КОШТАНИ (ОРТОПЕДСКИ) ИМПЛАНТАТИ

Имплантат је, медицински уређај или материјал, произведен са циљем да поправи или замени недостајућу, подржи оштећену или поправи постојећу биолошку структуру (Manić, et al., 2015). Медицински имплантати се хируршки уграђују у или на тело пацијента. Многи имплантати су протетички, који својом функцијом треба да замене или да надоместе недостајући део тела. Велики број имплантата израђује се од метала, пластике, керамике или композитних материјала. На одлуку о избору материјала од кога ће се имплантат изградити утичу бројни фактори. Један од таквих фактора може бити и трајност имплантата. Поред препоруке да имплантати треба да буду биокompatибилни, не постоји један општи сет критеријума, који, уколико се испуне, квалификују материјал као биокompatибилан. Важан параметар процене биокompatибилности јесте и временски период током којег је материјал у додиру са живим организмом (Табела 3.1).

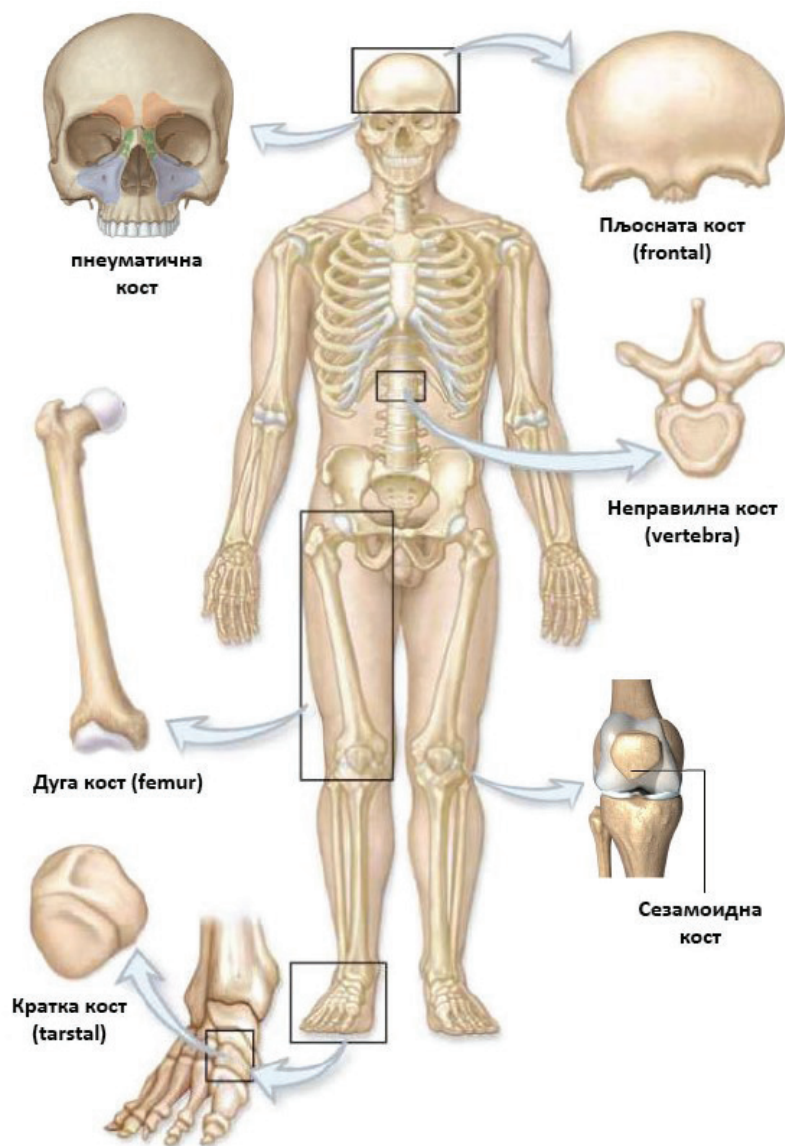
Табела 3.1 – Временски период изложености пацијента материјалу имплантата. (Enderle, et al., 2005).

Тип имплантата	Време контакта
Игла за шприц	1 – 30 s
Контактна сочива	12 сати до 30 дана
Фиксатори костију/завртњевеи	3 – 12 месеци
Вештачки кук	10 – 15 година
Интерокуларна сочива	30 и више година

Данас у Србији постоји 101 стандардно медицинско средство које се хируршким путем уграђују у људски организам. Ови имплантати се примењују у 11 грана медицине, од којих је највећи број у ортопедији (њих 45) (Правилник, 2011).

#### 3.1 Основе коштаног система

Кости различитих људи имају анатомско-морфолошке различитости које зависе од бројних фактора као што су: пол, старост, генетске особине, ендокринни фактори, здравље, начина исхране, као и самих услова (климатских, социо-економских и др.) у којима особа живи. Према облику кости се деле на: дуге, кратке, плоснате, неправилне, пнеуматске и сезамодне (слика 3-1).



Слика 3-1. Облици костију на људском скелету.

Готово 70% прелома у ортопедској хирургији су последица прелома локомоторног система. Са друге стране, на трајна оштећења кости утичу бројне болести, међу којима се посебно издваја тумор. Услед тумора, долази до промена структуре здравих ћелија, услед чега делови кости страдају. Због тога ће у наставку бити укратко приказан и начин третмана костију које је потребно делимично заменити.

Кост као орган има, поред свог сложеног ћелијског састава, високо специјализовану органско-неорганску архитектуру која се може калсификовати као микро и нанокомполитно ткиво.

Кост је високо динамична форма везивног ткива која подлеже константном ремоделирању (усаглашено уклањање костију од стране остеокласти праћено формирањем нове кости од стране остеобласти) како би оптимално прилагодили своју



структуру промењеним функционалним захтевима (механичко оптерећење, ухрањеност, итд). Механичка својства ова два типа коштаног ткива, кортикалне кости и спонгиозних кости, представљени су у табели 3.2.

Табела 3.2 – Механичке карактеристике кортикалне и трабекуларне кости. Према (Henkel, et al., 2013), (Enderle & Bronzino, 2012).

Карактеристика	Кортикална кост	Спонгиозна кост
Затезна чврстоћа (МПа)	80 – 230	2 – 12
Граница еластичности (МПа)	50 – 150	10 – 20
Модул елатичности (GPa)	7 – 30	0,5 – 0,05

Показало се да старење и промене на костима које прате старење, по питању густине костију значајно утичу на механичка својства спонгиозне кости (Kiebzak, 1991).

### 3.2 Улога и значај имплантата у ортопедији

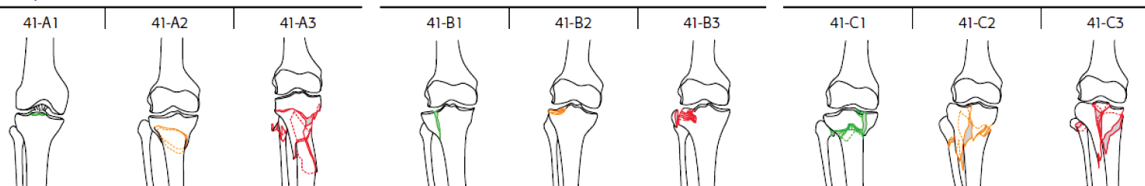
Током историје, преломи су били санирани имобилизацијом, извлачењем (намештањем), ампутацијом и унутрашњом и спољашњом фиксацијом. За већину прелома дугих костију, осим за преломе фемура (где се углавном користио поступак учвршћивања), коришћена је имобилизација гипсом, или учвршћивање удлагом изнад и испод фрактуре. У прошлости, отворени преломи, као и простреле ране са преломима дугих костију, нису били подложни стандардним поступцима лечења и неге. Разлог за такве одлуке треба тражити у повезаности повреде меких ткива и тешкоћа при спречавању инфекција и појаве сепсе. За те повреде често решење била је ампутација.

Сама класификација прелома се може вршити на различите начине, мада се од 1990. године примењује АО/ОТА алфа-нумеричка класификација (АО, 2010). Ова класификација прелома дугих костију на свом почетку садржи ознаку локализације коју чине два броја. Први број указује о којој се кости ради, а други број ближе одређује на ком сегменту кости постоји прелом. Други део ознаке указује на морфолошку структуру прелома и дефинише тип („А“, „В“ или „С“), групу (1, 2 или 3) и подгрупу (.1, .2 или .3). Пример ове класификације приказан је на слици 3-2.

На овој слици приказан је начин класификовања прелома тибије, према АО/ОТА класификацији. Први број дефинише врсту дуге кости, а други указује на сегмент кости. Ознаком 41 на тај начин у потпуности је локализован проксимални прелом тибије.

## 4 Tibia/fibula

### 41 proximal



Слика 3-2. АО/ОТА класификација прелома кости – пример: тибија. према (АО, 2010)

Увођењем другог дела ознаке подобније је објашњена морфологија прелома и детаљније се описује сложеност прелома. Примера ради, ознака 41-B1 би својим другим делом указала да се ради о парцијалном интра-атрикуларном прелому где зглобни део више није у контакту са дијафизом.

За збрињавање оштећења костију, у ортопедији постоји велики број развијених имплантата, као и комплетних система који се примењују у лечењу прелома. Ортопедски имплантат је медицински уређај који замењује зглоб или кост, или потпомаже лечење оштећене кости. Најзначајније групе ортопедских имплантата су: остеосинтезни имплантати, системи за замену зглобова, кичмени имплантати као и неконвенционални имплантати за санирање оштећења услед тумора.

Најчешће употребљавани импланти у остеосинтези<sup>4</sup> су: шrafoви, плочице, игле и жице. Како би испунили потребне карактеристике за успешном консолидацијом кости, израђују се у различитим облицима и формама и разних димензија. У лечењу зглобова, приметна је замена зглобова имплантатима. Зглобни имплантати уграђују се у људско тело на намером да замене оштећен зглоб, отклоне болове и успоставе редовну функцију локомоторног система. Међу овим имплантатима посебно се истичу имплантати за замену кука и колена. Литературни наводи указују да се сви зглобови ортопедских система могу заменити, уколико има потребе, ендопрознама (Leordean, et al., 2015).

Како би адекватно одговорили на специфичне потребе пацијента и његов јединствен проблем, потребно је израдити одговарајући имплантат. Бројни произвођачи имплантата имају посебно развијене материјале и технолошке поступке за израду својих

<sup>4</sup> Остеосинтеза означава назив за различите хируршке подухвате, који имају за циљ, да на најбољи начин саставе делови преломљене кости и држе чврсто у постигнутом положају помоћу металног материјала, који се оставља на месту све до потпуне консолидације кости (прстеновање, шипка, плочице, држач, клинови, жица итд.)

производа. Ипак, они не могу да одговоре специфичним, особеним карактеристикама сваког прелома. Знајући при том и да свака кост има своју јединствену геометрију, намеће се закључак да је, за решење оваквог проблема, најбоље израдити имплантат који ће бити прилагођен пацијенту, тзв. персонализовани имплантат.

### **3.3 Појам, дефиниција и класификација персонализованих имплантата**

Персонализована медицина се генерално залаже да једно исто обољење које погађа различите пацијенте, не може бити третирано на исти начин (Annas, 2014). Стандардни (конвенционални) имплантати израђују се у тачно дефинисаном опсегу, према стандардизованим димензијама. Као и сваки поступак стандардизације, и ови имплантати одговарају заједничким (унифицираним) потребама већине пацијената. Њихов основни недостатак је управо тај што не могу у потпуности да одговоре специфичним захтевима пацијента. Сваки имплантат, да би што боље одговорио специфичностима пацијента, треба да буде прилагођен његовим потребама, тј. да буде персонализован. За разлику од стандардних, персонализовани ортопедски имплантати имају геометрију и топологију прилагођену анатомији и морфологији фрактуре кости пацијента. Њиховом уградњом постиже се бољи ефекат при лечењу пацијента. Пацијент не само да добија имплантат који ће својим карактеристикама бити бољи у погледу функције и ергономије, већ ће се и смањити време опоравка, као и могућност реакције организма (одбацивање) на страном тело. Са друге стране, потребно је много више времена у преоперативном планирању као и у самом пројектовању и производњи персонализованог имплантата. У областима где примена предефинисаних фиксатора може довести до компликација при хируршким интервенцијама или током процеса опоравка пожељно је користити персонализоване имплантате (Arnone, 2011).

Како постоје различите врсте и облици персонализованих имплантата, као и области медицине у којима се они угађују, пожељно је извршити њихову класификацију. При сваком класификовању издваја се извесна особина коју сви чланови класе поседују, односно својства на основу којих се класификовање врши. Различите класификације могу много да се разликују по својој логичкој или научној применљивости.

Сакупљањем чињеница о персонализованим имплантатима и издвајањем препознатих карактеристичних особина, једна од могућих класификација персонализованих имплантата (ПИ) била би:

*Класификације ПИ могуће је извршити према:*

- Грани медицине у којој се примењују
- Локацији на којој се уграђују
- Облику и геометрији
- Сложености (броју компоненти)
- Функционалности
- Дуготрајности
- Површинским особинама имплантата
- Врсти и класи материјала
- Технолошком поступку и начину израде

Посматрајући имплантате, они се могу класификовати на различите начине. Једна од класификација може бити у зависности од гране медицине у којој се примењују. На тај начин добили би класификацију од 11 медицинских области у којима имплантати имају примену, а даљим посматрањем добили бисмо и њихове уже научне области.

Локација имплантата важна је због ближег разумевања проблема. Не само да се овом класификацијом указује на кост где је потребно извршити имплантацију, већ се ближе одређује место уградње.

Уочавањем предмета примећујемо његов облик и димензије, па би класификација имплантата према облику и геометрији, са те стране, била примарна одлика при првом сусрету. Својим облицима, генерално ПИ се могу поделити на запреминске (коштани имплантати и скафолди) и плочасте (за повезивање прелома или плочице специјалних намена). Према сложености (броју компоненти), ПИ могу бити израђени из једног или из неколико делова. Чак и када су израђени из једног дела, при њиховој уградњи користе се нпр. завртњеве и жице. Сложеност са аспекта геометрије или могућности израде је свакако важна одлика према којој се ова класификација може извести<sup>5</sup>.

Једна од подале ПИ може бити извршена према намени. Односно да ли је његова примарна функција естетска или функционална (да санира трауму или обољење).

---

<sup>5</sup> Иако је персонализовани имплантат слободна сложена форма, могу постојати извесни имплантати који имају једноставнији облик, а тиме и мање захтеван поступак израде.

Трајност ПИ може бити сагледана према времену које се планира да ПИ буде у организму. Од неких се очекује да трајно буду у организму, а од других се очекују да након извесног времена буду отклоњени из организма.

Како је ПИ у контакту са осталим ткивом и органима, његова површина је посебно важна карактеристика. С обзиром на то да структура кости зависи и од функције и намене коју кост у споју врши, на везу између имплантата (који треба да надомести недостајућу структуру) и околног ткива утиче величина и облик, материјал, као и површинске карактеристике ПИ.

Једна од доминантних особина по којој би могла бити извршена значајна класификација ПИ јесте и класа материјала, као и сам материјал од којих су израђени. Физичко хемијске особине које материјали поседују, условљене начином израде као и накнадним третирањем, веома су важне при дефинисању материјала. Овде је значајно навести, да поред механичких карактеристика, материјали морају да имају и задовољавајући модул еластичности, као и да покажу динамичку издржљивост према цикличним оптерећењима. Посебност материјала ПИ огледа се у томе да морају бити биокомпатибилни и да се могу стерилисати. Иако у овој класификацији доминира класа метала, а међу њима се издвајају нерђајући челици, кобалт-хром легуре, као и титанијум и његове легуре, свакако је евидентан велики број нових материјала попут порозних метала, полимера или композитних материјала, .

ПИ се могу поделити и према технолошком поступку. Велики је број технологија (субтрактивних, формативних и адитивних) којима се ПИ данас израђују. Евидентно је да, последњих деценија, брзе производне технологије (захваљујући својим карактеристикама и применљивости), имају водећу улогу. Постоје и друге особине по којима би могли класификовати ПИ. Уколико би се посветили препознавању технологија који у себи садрже, препознали би различите биосензоре, или уређаје за праћење рада одређених органа. Међу свом овим особинама, које су коришћене при класификацији персонализованих имплантата, у основи се издваја дизајн. Основна сврха ПИ је да својом геометријом и топологијом боље одговоре захтевима пацијента у односу на стандардне имплантате. Како облик, топологија и тачност имају велики значај за ПИ, у наредном одељку биће приказани извесни облици персонализованих имплантата.

### 3.4 Приказ и облици персонализованих имплантата

Готово да не постоји коначан број могућих облика персонализованих имплантата. Ипак, извесном генерализацијом, они се могу поделити на неколико типова (слика 3-3). У основи ПИ се могу поделити на запреминске (волуметријске), плочасте и зглобне (условно).



Слика 3-3. Приказ различитих типова персонализованих имплантата.

Плочасте ПИ могу имати различиту намену. Једна група плочица служи да се повежу делови који су у прелому. На тај начин се обезбеђује чврста веза између делова у фрактури, што је предуслов правилној регенерацији кости. Приказ специјално дизајниране плочице за потребе унутрашње фиксације тибије приказан је на слици 3-4 (А), док је персонализована плочица за потребе реконструкције мандибуле приказана на слици 3-4 (Б).



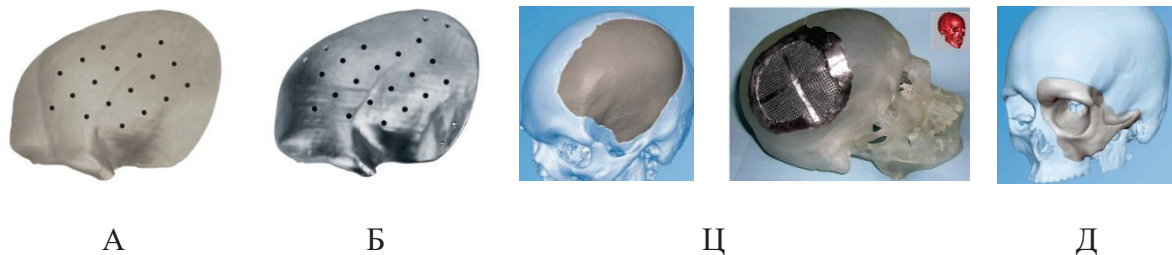
А: интерни динамички фиксатор тибије

Б: специјална плочица

Слика 3-4. Приказ неких модела плочица. (Stevanović, et al., 2013). (Fantini, et al., 2013)

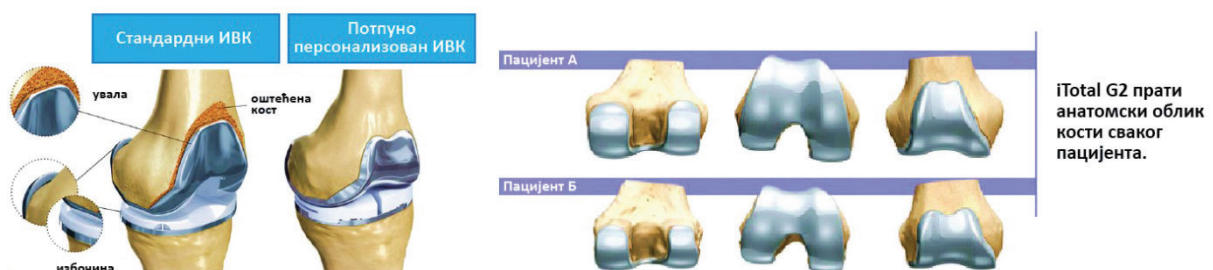


За повреде кости лобање примењују се, сходно облику костију, плочице у облику љуске. Такве плочице могу бити употребљаване при краниофацијалним хируршким реконструкцијама и при санирању краниофацијалних траума. На слици 3-5 су приказани имплантати у облику љуске, израђени од РЕЕК-а и Титанијума, за санирање оштећења кости лобање и то у краниалном и краниофацијалном делу скелета.



Слика 3-5. ПИИ облика љуске (А – РЕЕК, Б – Титанијум) са моделима дефеката (Ц – кранијални, Д – кранијалнофацијални скелет). (Stryker, 2015)

Зглобови колена и кука су делови локомоторног система који поред динамичког оптерећења које преносе, обезбеђују кретање и стабилност људском телу. ПИИ уграђени у зглобове састоје се од више делова који се могу појединачно посматрати. Ипак, они представљају системско решење једног проблема обједињено у целину, па се сматрају једним ПИИ. На примеру вештачког зглоба колена, слика 3-6, приметно је да постоји више елемената: полимерни и метални тибијски део, полимерна чашична компонента и метални део за уградњу у фемур.



Слика 3-6. ПИИ зглоба колена, лево: значај персонализације; десно: приказ персонализације на различитим пацијентима. према (OrthoNorCal, 2015)

Запремински ПИИ, својим обликом могу надоместити део недостајуће кости (коштани ПИИ) или могу попуњавати недостајућу коштану структуру (скафолди).

Последњих година, посебна пажња придаје се тзв. волуметријским или запреминским ПИИ (слика 3-7). За разлику од нпр. плочастих ПИИ (који се могу израдити и модификацијом постојећих типских имплантата), запремински (волуметријски) ПИИ се добијају искључиво према узорку пацијента. Код стоматолошких имплантата тај процес

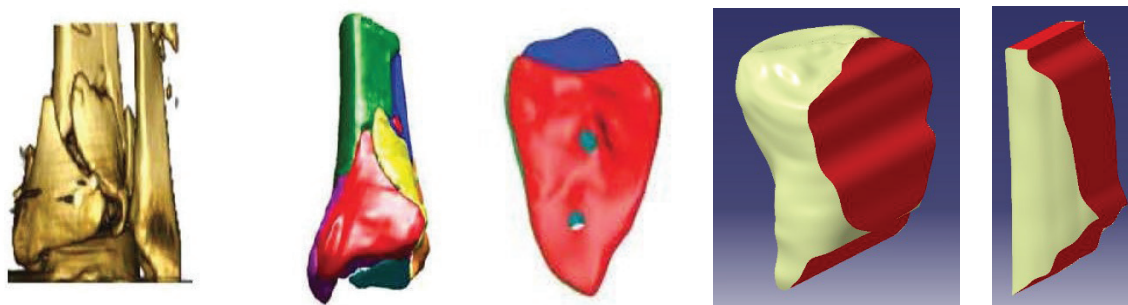


је једноставнији и може се извести отискивањем зуба у калупу. Међутим када је неопходно извести максифацијалну реконструкцију мандибуле, односно када ПИ треба да буде уграђен хируршким путем, потребно је извршити скенирање пацијента. То је уједно и први корак у методи реверзног инжењерства примењеног на изради ПИ.



Слика 3-7. Коштани запремински модели ПИ израђени од титанијума (олакшани поступком израде): А – мандибула и Б – протеза. (EOS, 2009)

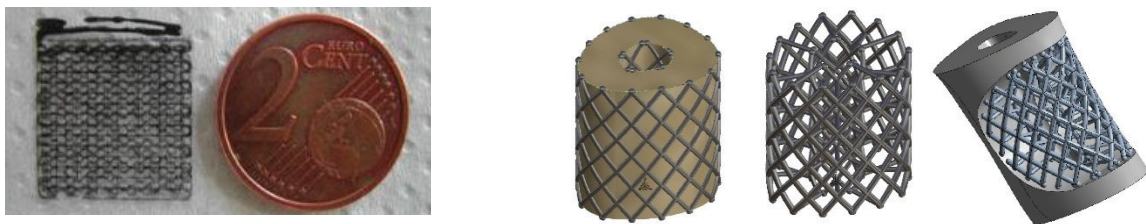
Запремински модели надомештавају недостајући део кости (или целу кост). Као такви имају широку примену код тешких фрактура где је неопходно извршити замену дела кости ПИ. На слици 3-8 приказани се примери модела запреминских ПИ недостајућих делова кости.



Слика 3-8. Запремински коштани ПИ моделирани према фрагментима прелома тибije преузето делом из (Thomas, 2010)

Улога скафолда је да, унутар кости, омогући несметан раст ћелија и ефикасан опоравак оштећеног ткива. Као такви, својим обликом и конструкцијом представљају потпорне структуре које првенствено пружају механичку подршку насељавању ћелија у процесу реконструкције ткива. Поред потпорне функције, једнако важно је да обезбеде неометану реинервацију и реваскуларизацију новонасталих ћелија и ткива као и њихово срастање са сродним ткивом. Геометријска сложеност анатомски прилагођених скафолда, као и мале димензије у којима се обично израђују, условљавају њихову израду адитивним технологијама.

На слици 3-9 су приказана конструкциона решења одређених скафолда. Анатомски прилагођен решеткасти скафолд развијан је на Машинском факултету, Универзитета у Нишу, у Лабораторији за интелигентне производне системе (ЛИПС), током истраживању на пројекту III41017, где је и предложен овај оригинални концепт конструкције скафолда. Тренутно постоји велико интересовање на пољу развоја паметних „смарт“ скафолда. Конципирани паметни скафолд (центра за биоинжењеринг и роботiku, Универзитета у Пизи, Италија) заснован је на употреби паметних материјала, а као резултат је добијен ефекат сензора за праћење ћелијских активности.



Слика 3-9. Дизајн различитих скафолда: А – „смарт скафолд“ (E.Piaggio, 2016), Б – анатомски прилагођен решеткасти скафолд (Stojkovic M., 2013)

### 3.5 Ортопедски персонализовани имплантати

У оквиру овог великог и разноврсног поља ортопедске хирушке праксе, јављају се 4 главне примене имплантата:

- Реконструктивна замена зглобова;
- Кичмени имплантати;
- Ортобиологија; и
- Траума имплантати.

Предвиђа се да ће клиничка потреба у овим областима наставити да расте у блиској будућности, појачано чињеницом да је популација у свету све старија, као и са физички све активнијим начином живота и све већим очекивањима везаним за квалитет живота код старије популације.

Ортопедски имплантати су произведена средства која су дизајнирана и развијена да испуне одређену функцију када се уграде у тело, и углавном за одређене индикације. Неживи материјали који се користе у њиховој производњи се називају биоматеријали, с обзиром да су ови материјали предвиђени да опстану и функционишу као страна тела унутар биолошког окружења, односно у људском организму. Имплантати могу да се састоје од једног типа биоматеријала као што су плочице од нерђајућег челика, или се

могу састојати од више различитих биоматеријала који раде заједно у модуларним деловима, на пример у случају потпуне замене вештачког кука где се може користити 4 или више различити биоматеријала како што су титанијум, легура кобалта и хрома, полиетилена и полиметилметакрилата (РММА или коштани цемент). Главни примери ове широко употребљаване технологије укључују протетску замену кука и колена у различитим случајевима где су ови зглобови захваћени артритисом, инструменте спиналне (кичмене) фузије за стабилизацију дегенерисаних и нестабилних вертебралних сегмената, и различите уређаје за фиксирање фрактура као што су плочице, завртњеве и интрамедуларне шипке. Ређе се користе импалнти код којих је технологија још увек недовољно развијена, као и они који су у фази развоја али још увек нису устаљени у клиничкој пракси. У такве имплантате спадају вештачки зглобови као што су раме, лакат и мали зглобови, замена вештачких вертебралних дискова, ортобиолошки импланти и имплантати за менискус колена.

### **3.5.1 Запремински ортопедски ПИ дугих костију**

Технологија ортопедских импалнтата је доста напредовала у кратком периоду од неколико деценија, и постоји велики број пацијената код којих они функционишу. Такође, дугорочне перформансе су још увек под знаком питања, нарочито код млађих пацијената. Биолошка ефикасност ортопедских имплантата може се у многеме повећати како физичким тако и хемијским модификацијама. Коришћење инжењерских техника у манипулацији површинске топографије, морфологије и употреба различитих органских и неорганских компоненти, директно утиче на реакцију додирне површине између кости и имплантата. Развој нових технологија и стратегија по питању композитних превлака како би боље опонашали структуру људске кости, треба да резултира новом генерацијом ортопедских имплантата са побољшаном интеграцијом имплантата и опоравком кости.

Као последица траума или великих губитака коштане супстанце, након нпр. ресекције тумора, јављају се дефекти на костима које треба санирати. Опсег доступних материјала за пресађивање костију за лечење тих проблема у модерној клиничкој пракси у основи укључују аутологне графтове (од истог пацијента), алогене графтове (од донора), и деминерализоване коштане матрице, као и велики број синтетичких биоматеријала који се користе за кости као што су метали, керамике, полимери и композитни материјали.

Иако се последњих година виде бројне иновације у материјалима за замену костију, лечење дефеката костију помоћу материјала за аутологно калемљење костију се још увек сматра “златним стандардом” у односу на све остале методе (De Long, et al., 2007).

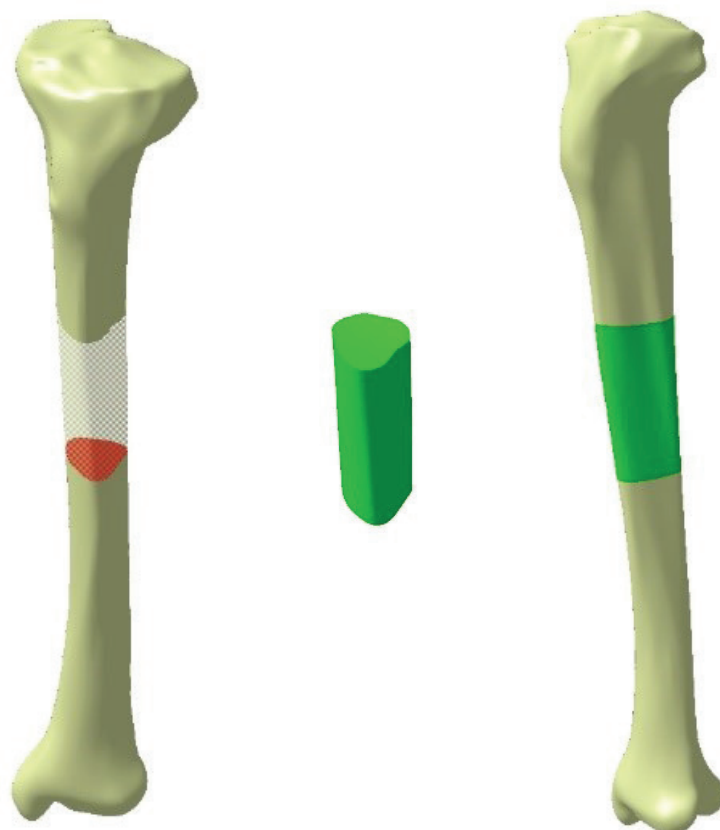
Коштани имплантати који се користе као замена недостајућег дела кости се могу дефинисати као “синтетички, неоргански или биолошки органски комбиновани биоматеријали који се могу уметнути за лечење дефеката костију уместо аутогене или алогене кости” (Schlickewei & Schlickewei, 2007). Нова промена парадигме је кренула ка употреби новог “интелигентног” биоматеријала инжењерства ткива које би подржало и чак подстакло раст новог ткива (Kolk, et al., 2012).

Према “дијамантском концепту” инжењерства коштаног ткива (Giannoudis, et al., 2008), идеалан материјал за материјал коштаног имплантата требало би да има остеоиндуктивну тродимезионалну структуру, садржи остеогене ћелије и остеоиндуктивне факторе, поседује довољно механичких својстава и побољшава васкуларизацију.

**Алопласти** су синтетичке замене костију који имају остеоиндуктивни потенцијал. Синтетички материјали коштаног имплантата за надоградњу недостајућег дела костију калемљењем, су минералне структуре сличне минералном садржају људске кости укључујући калцијум фосфат или калцијум фосфат керамику као што је хидроксиапатит (НА), коралин хидроксиапатит, трикалцијум фосфат (ТСР) и бифазни калцијум фосфат (ВСП= НА+ТСР), и синтетички апсорбциони полимери. Они се састоје од неорганских, неметалних материјала са кристалном структуром, који се обично добијају синтерованем. Већина синтетичких имплантата костију су тврди, порозни а ипак ломљиви. Они имају првенствено остеоиндуктивна својства.

Синтетички материјали за коштане имплантате, као материјали замене недостајућих делова или целих костију, имају бројне предности. Најзначајнија предност огледа се у великом броју могућих добављача, јер не зависе од природних извора костију (самог појединца или донора). Друга важна предност је избегавање друге хируршке операције, која би у случају аутографтова и алографтова била неопходна. Највећи недостатак алопласта је недостатак материјала са остеоиндуктивним способностима које се добијају калемљењем аутогених графтова.

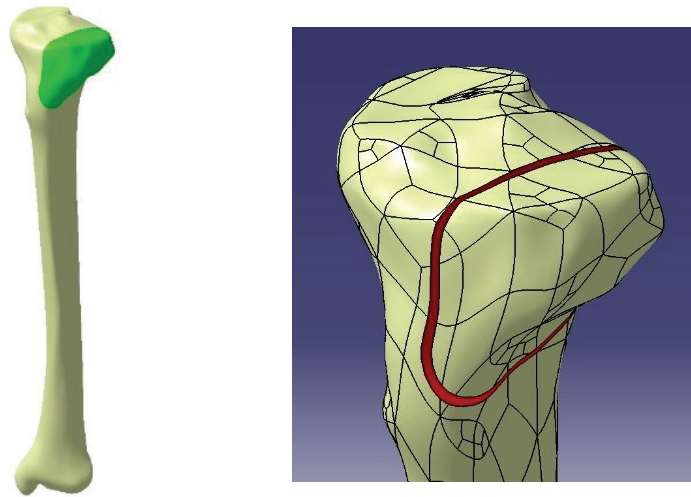
На слици 3-10 приказан је недостајући модел дисталног дела тибије који треба изградити. Употреба трансфера васкуларизоване фибуле није увек могућа, па је за потребе овог имплантата потребно изабрати одговарајући синтетички биоматеријал. Након тога важно је одредити технолошки поступак израде персонализованог имплантата као и начин његове уградње-фиксације.



*Слика 3 – 10. Дистални део тибије – недостајући део кости.*

Клиничка пракса указује на могућност коришћења комбинованих графтова. На тај начин се комбинује остеогенетски потенцијал аутогених кости са неограниченом понудом произвођача коштаних субституционих материјала. Овакво комбиновање смањује нежељене реакције и последице по пацијента, посебно код интервенција на запремински великим деловима кости.

Ипак, када је потребно изградити и уградити имплантат који ће заменити део кости где калемљење није уобичајена или могућа процедура, као што је приказано на слици 3-11, потребно је детаљаном анализом дефинисати критеријуме према којима ће се изабрати оптималан материјал (или смеша), а затим и технологија његове израде.



Слика 3 – 11. Пример запреминског коштаног имплантата дела кости тибије.

Како је кост тибија високо оптерећена кост у локомоторном систему људи, изабрани материјал имплантата мора да буде биолошки прихватљив, са прихватљивим механичким карактеристикама (посебно динамичке издржљивости и замора материјала) а да обезбеди урастање материјала и брзо оздрављење пацијента.

Избор материјала имплантата директно утиче на поступак његовог пројектовања, а касније и на сам процес производње.

### 3.6 Методе и начини пројектовања ПИ у ортопедији

Персонализовани имплантат је медицинско средство које се у ортопедији уграђује са циљем да санира проблем настао на људској кости. Због тога би тешко било разумети било које његове одлике и особине без потпуног разумевања геометрије и топологије модела кости и модела кости са оштећењем (где треба уградити имплантат). Геометрија и топологија персонализованих имплантата у потпуности треба да одговара анатомији и морфологији изабране кости пацијента (Trajanovic M., 2009, 22-24 June) . Они могу бити веома сложеног облика, без правилних геометријских облика, и спадају у тзв. слободне сложене форме.

Почетна фаза процеса пројектовања и израде имплантата је аквизиција података и 3Д реконструкција дигиталног модела. Већина метода за пројектовање геометријских модела костију користи као улазне податке медицинске слике из различитих уређаја, који омогућују добијање 2Д слика путем нпр. рендгена (енгл. X-ray) или ултразвука (енгл.



ultrasound), или омогућују формирање волуметријских 3Д модела помоћу компјутерске томографије (енгл. Computized Tomography – CT) или магнетне резонанце (енгл. Magnetic Resonance Imaging – MRI). Добијене податке би требало превести (уколико су нпр. у .TIFF или .JPEG формату) у стандардни формат за размену графичких и текстуалних података у медицини DICOM<sup>6</sup> (енгл. Digital Imaging and Communications in Medicine) (NEMA, n.d.), како би се над таквим подацима даљом обрадом формирао одговарајући геометријски модел. Поступак визуелизације, сегментације медицинских података и реконструкција 3Д медицинских слика (DICOM формат) могуће је урадити помоћу специјализованих софтверских програма чија је цена изузетно висока. Пример оваквог софтвера је Materialise Mimics који је намењен сегментацији медицинских слика (СТ, MRI, 3Д ултразвук, итд.) у циљу креирања прецизних 3Д анатомских модела људског организма (Mimics, n.d.). Са друге стране постоје и тзв. апликације отвореног кода као што је 3D Slicer, које из СТ снимка, преко Visualisation ToolKit-а, тесалацијом и триангулацијом формирају STL формат који може бити прочитан у CAD софтверима.

Даљи поступак се одвија у CAD софтверу или саврменим софтверима за рачунаром подржан развој производа (енгл. Computer-Aided Product Development – CAPD) који поред геометрије у виртуелни модел производа обезбеђују и уградњу знања о производу.

На овај начин, ортопедима и хирурзима је визуелно приступачнији проблем, чиме је олакшан поступак постављања дијагнозе, прописивање терапије или припрема операционог захвата. Прецизност и тачност геометријских модела који су прилагођени потребама пацијента у многоме олакшава оперативни и пост-оперативни третман. Поред поменутих медицинских софтвера, за пројектовање геометријски прецизних и анатомски тачних модела, могу се користити и CAD пакети којима се формирају одређени типови геометријских модела:

- Модел облака тачака
- Полигонални модел
- Површински модел
- Запремински модел
- Параметарски модели

Употреба полигоналних и површинских модела костију омогућава симулацију ортопедских операција у смислу правилног постављања остеофиксационог материјала

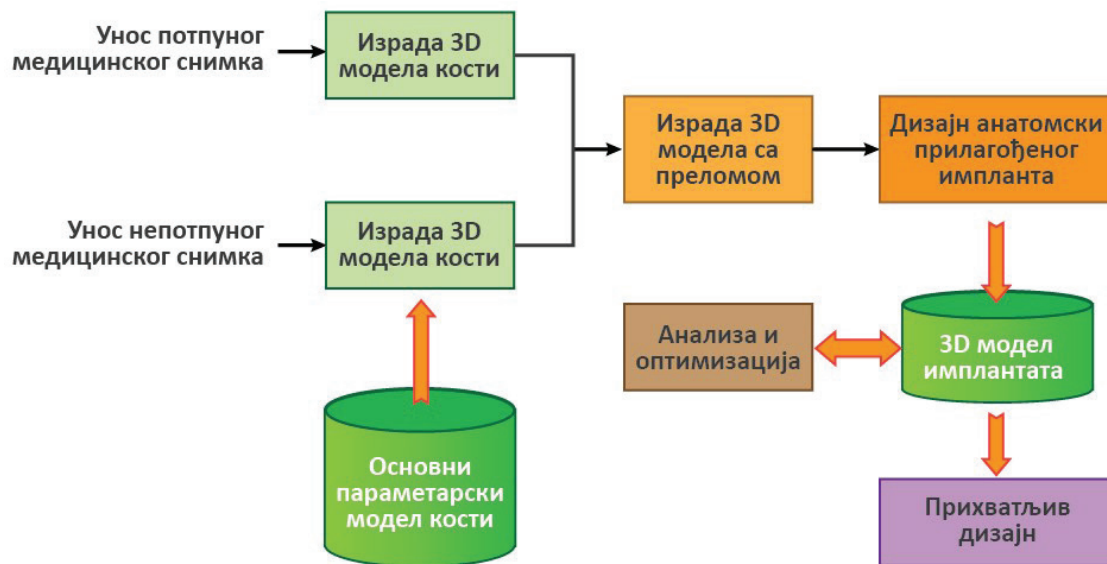
---

<sup>6</sup> Пример програмског оквира за креирање апликација које раде са сликама у DICOM формату (енг. Digital Imaging and Communications in Medicine) је ClearCanvas.



на површину кости и одређивања положаја завртњева и других везивних елемената. Запремински модели омогућавају употребу методе коначних елемената за анализу оптерећења костију као и склопа костију и остеофиксационог материјала. Такође, сви напред наведени модели се могу трансформисати у одговарајуће моделе (полигоналне моделе у STL формату) погодне за израду презентационих модела адитивним технологијама (Витковић, 2016).

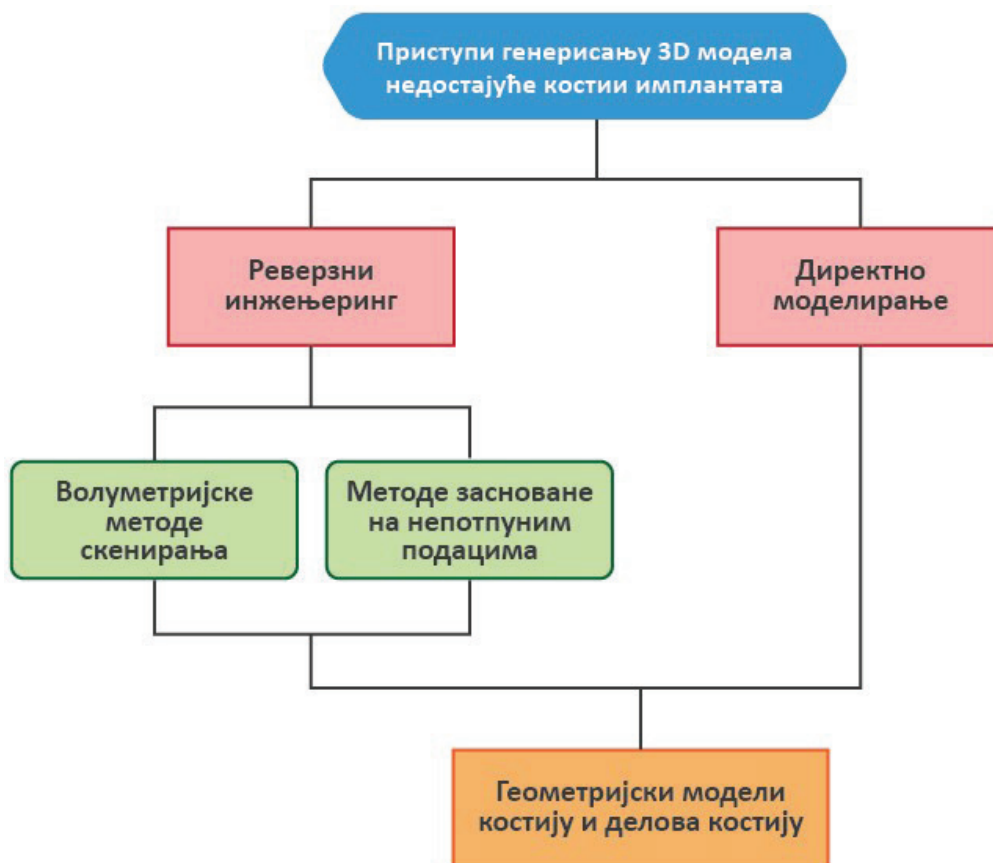
Ова методологија пружа могућност пројектовања персонализованог имплантата прилагођеног анатомији кости пацијента. Развијени 3Д модел имплантата се даље, након анализе технологичности, користи за израду имплантата. Типичан ток пројектовања анатомски прилагођеног персонализованог имплантата приказан је на слици 3-12.



Слика 3-12. Уобичајен процес пројектовања анатомски прилагођеног персонализованог имплантата, према (Manić, et al., 2015)

У овом процесу, први корак је креирање 3Д модела кости. Израда геометријски тачних и анатомски саобразних 3Д модела персонализованих имплантата захтева реконструкцију 3Д модела кости за коју се предвиђа имплантат. Та реконструкција се изводи на основу потпуних и/или (најчешће) непотпуних снимака кости. За то су развијене различите методе креирања 3Д модела кости на основу СТ снимака. Да би се креирао одговарајући, прилагођен имплантат, мора се изабрати место на изабраној кости где ће се извршити његова уградња, затим следи прилагођавање геометрије модела имплантата захтевима хирурга. Такав 3Д модел имплантата, након сегментације и симулација, приказује се у адекватном формату.

Основна подела метода геометријског пројектовања персонализованих ортопедских имплантата може се извршити према приступу на: реверзни инжењеринг и поступак директног моделирања (слика 3-13).



Слика 3-13. Методе геометријског пројектовања персонализованих имплантата, адаптирано према (Витковић, 2016)

Реверзни инжењеринг представља основни (и водећи) начин креирања модела ПИ. За потребе ПИ неопходно је прво формирати модел кости, а затим и модел кости са оштећењем (дефектом) да би на крају дефинисали локацију и положај на коме треба имплантат да се угради. У принципу, реверзни инжењеринг модела започиње скенирањем. Добијени подаци са медицинских скенера се преводе у одговарајући DICOM формат (уколико већ нису у овом формату), да бих уследила обрада ових података што ће резултирати конструисањем модела кости. Поступак директног моделирања (мање заступљен) употребом техничких елемената у савременим САД пакетима долази до жељене геометрије модела. Овај метод је заснован на концептуалном пројектовању проширеног тока познатим тополошким карактеристикама. Без обзира на приступ, обе наведене методе као улазне параметре могу имати потпуне или непотпуне податке о геометрији и топологији модела. Непотпуни подаци су најчешће последица

стања пацијента, било да је реч о сложеним фрактурама, остеопорози или другим обољењима услед чега се не добијају потпуни снимци. Потпуни подаци обухватају све потребне геометријске и тополошке податке који омогућавају правилно формирање 3Д модела одређене кости човека, док непотпуни подаци не садрже довољно података за формирање комплетног модела кости, већ само одређеног дела кости, као што је и приказано у (Vitković, et al., 2013).

Генерално, технике реверзног инжењерства за пројектовање персонализованог имплантата, за потребе селектоване кости, укључују неколико задатака:

- Унос и обрада облака тачака добијених из медицинских уређаја за скенирање,
- Тесалација облака тачака и креирање полигоналног модела,
- Триангулација полигоналних површина на троуглове и добијање прецизнијег модела,
- Анатомска и морфолошка анализа селектоване кости,
- Идентификација референтних геометријских ентитета – РГЕ (енгл. Referential Geometrical Entities) заснованих на анатомским и морфолошким особинама селектоване кости (Stojkovic, et al., 2009, 14-16 October),
- Креирање и обрада кривих полигоналног модела селектоване кости, према РГЕ-има,
- Креирање и уређивање површинског модела изабране кости чишћењем, подизањем, мешањем, и дотеривањем криве спољашње површини,
- Избор места селектоване кости где ће бити смештен имплантат,
- Подешавање геометрије имплантата у складу са захтевима хирурга,
- Стварање и модификација 3Д модела имплантата,
- Симулација постављања имплантата у изабрану кост.

Предуслов методи реверзног инжењерства (Majstorovic, et al., 2013) је у волуметријском скенирању пацијента. Дводимензионални рендгенски снимци не дају довољно информација за креирање 3Д модела јер је број слика добијених овим поступком мали (1 до 2) па се реверзним инжењерством не може израдити довољно тачан геометријски модел<sup>7</sup>. Зато се углавном сматра да 2Д снимање не обезбеђује комплетан

---

<sup>7</sup> Могуће је применом одређених метода добити 3Д модел, али то захтева накнадну обраду снимака и поставља се питање тачности модела

3Д модел кости. Волуметријске методе скенирања омогућују 3Д приказ модела, било да се користи СТ<sup>8</sup> или MRI<sup>9</sup>. Начелно СТ се користи код приказивања ограна веће густине, као што су зуби или кости, док се MRI због мањег интензитета зрачења користи за скенирање меких ткива, мада постоје примери упоребе на костима лобање. Надаље, процес реверзног моделирања зависи претежно од квалитета софтвера (специјализован професионални; једноставнија медицинска апликација отвореног кода; или је реч о стандардном CAD програму).

Велика примена вештачких зглобних система, утиче на делимичну или потпуну персонализацију компоненти или целих система ендопротеза (Leordean, et al., 2015).

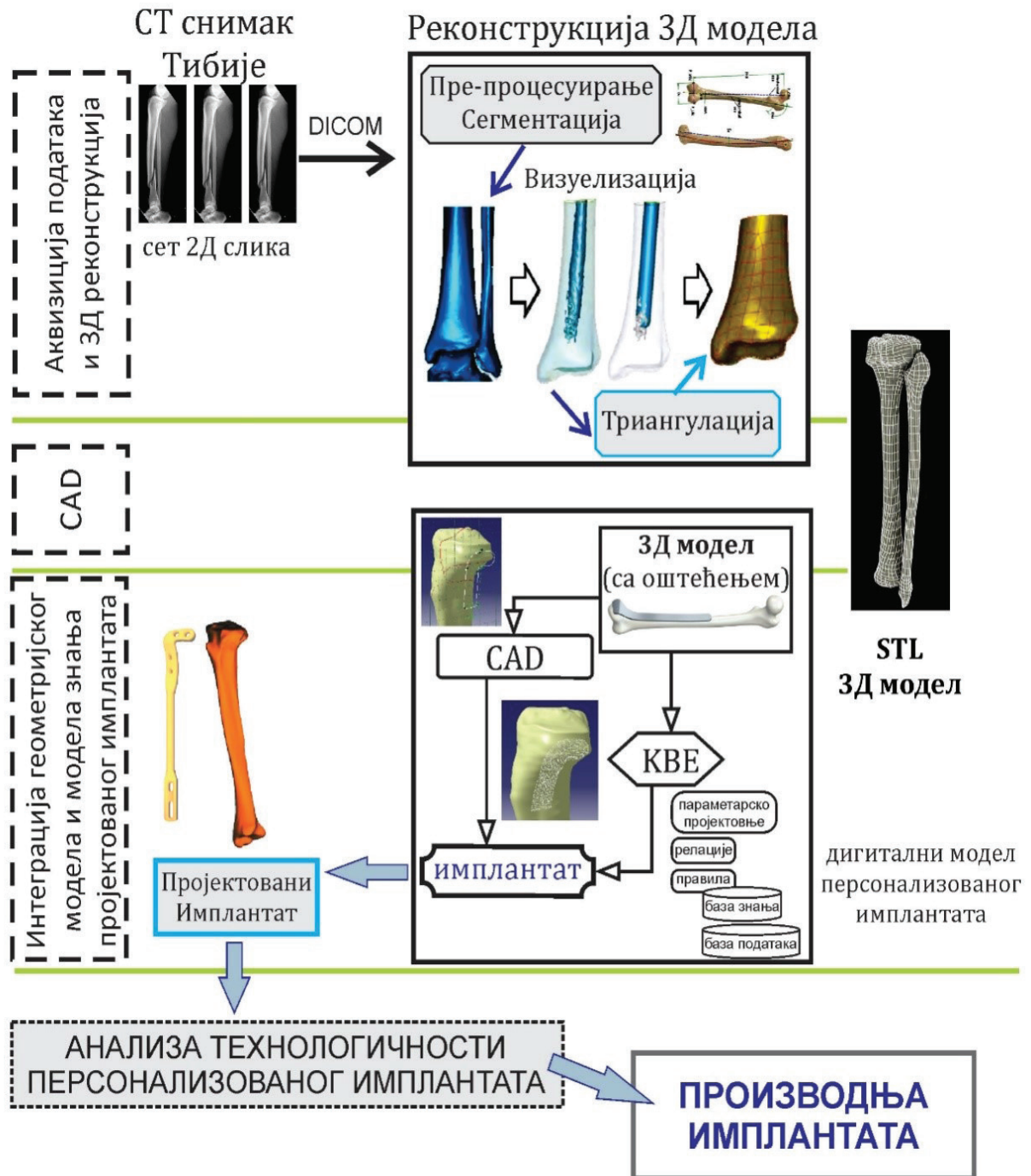
Поступак реверзног инжењерства није могуће применити, барем не у потпуности, када су добијени снимци непотпуни (не садрже довољно употребљивих података). Ово је у пракси чест случај, настао услед компликованих фрактура или болести костију (нпр. канцер или остеопороза). Тада се тежи комбиновању приступа реверзног инжењерства са методама које су базиране на шаблонском моделу приступом аналогича или сличним техникама.

Моделирање персонализованих имплантата се одвија у рачунаром подржаним софтверима за развој производа, који поред геометрије и топологије, омогућују интеграцију знања о моделу виртуелног производа са производним могућностима и одређеним технолошким ограничењима (зависно од применљивости поступка). Ово знање касније ће се користити при анализи технолоичности персонализованог имплантата, односно одговорити на питање да ли је креирани модел производа могуће израдити и у на ком степену технолоичности. Слика 3-14 приказује процес реконструкције 3Д модела кости са оштећењем, указујући на значај аквизиције података у поступку израде CAD модела. Поједина геометријска правила и ограничења треба да буду унета у 3Д модел, помоћу одговарајућих база знања и база података (као што је нпр. „дебљина“, или „квалитет површина“). На тај начин ствара се могућност да инжењерски систем заснован на знању провери и верификује пројектовани имплантат.

---

<sup>8</sup> Стандардна волуметријска и томографска метода заснована на X-зрацима

<sup>9</sup> Користи нешкодљиво електромагнетно зрачење, мањег интензитета



Слика 3-14. Процес пројектовања персонализованог имплантата – основа анализе технологичности (Ristić, et al., 2015)

## 4. МАТЕРИЈАЛИ И ТЕХНОЛОГИЈЕ ЗА ИЗРАДУ ПЕРСОНАЛИЗОВАНИХ ИМПЛАНТАТА

### 4.1 Материјали за израду персонализованих имплантата

Избор и употреба материјала за имплантате подразумева доношење важних одлука. Сваки материјал је изграђен са различитим хемијским, механичким, електричним, термалним и биолошким карактеристикама. Спецификација материјала за биомедицинску примену (Enderle & Bronzino, 2012), у форми пожељних особина претходно помињаних важних биомедицинских карактеристика, укратко су приказане у табели 4.1.

Табела 4.1 – Спецификација материјала за биомедицинску примену. (Enderle & Bronzino, 2012)

Својство	Пожељне особине
Биокомпатибилност	Незапаљив, нетоксичан, неканцероген, непирогенски, компатибилан са васкуларним системом, неалергијски
Могућност стерилизације	Не уништава се при типичним методама стерилизације (аутоклав, етилен оксид, радијација)
Физичке карактеристике	Затезна чврстоћа, модул еластичности, динамичка издржљивост, отпорност на хабање
Технологичност	Да је могуће да се изради (машинском обрадом, ливењем у калупима, адитивним технологијама или другим поступком)

Свакако најважнија карактеристика је биокомпатибилност која представља способност материјала да добије адекватан одговор пацијента (тачније самих ћелија органа према имплантату) у одређеној ситуацији (Black, 2006) или при одређеној примени (Williams, 1999). Другим речима, материјал не би требало да буде токсичан у односу на ћелије, не сме да изазива одговор имуног система, и треба да буде прихватљив имуног систему (уобичајни проблем са медицинским имплантатима је одбијање), у супротном долази до упале и инфекције, и ометања функционисања имплантата. Биокомпатибилност подразумева да су особине материјала биолошки компатибилне тако да не изазивају локални или системски одговор живог система или ткива.

Ово значи да материјал или било који његов елемент не узрокује умирање ћелија, хроничну упалу, или било какво оштећење функција ћелија или ткива. Имплантати морају да буду не само биосигурни и биостабилни у смислу цитотоксичности и



распадања, они такође морају да се подударају са биолошким захтевима било које биокомпатибилности. Другим речима, облик, унутрашња структура и дизајн имплантата морају да буду прилагодиви карактеристикама ткива које мењају (Wintermantel & На, 2002). Поред ових главних захтева, биокомпатибилност површина игра пресудну улогу с обзиром на то да је сама површина директно повезана са живим организмом. Циљ проучавања површине имплантата није само да се избегну негативни ефекти површине имплантата на околна ткива него и да побољшају међусобни однос између произведених техничких материјала и живе материје (Buschow, et al., 2001). Постоји велики број материјала који су, са чисто инжењерског аспекта, идеални за израду имплантата. Међутим, уколико ткиво не може да прихвати „страно тело“, онда је оно, ма колико да су његови квалитети супериорни са инжењерског аспекта, неприхватљиво за израду имплантата. Могуће интеракције имплантата са чврстим ткивом наведене су у табели 4.2 (Mantripragada, et al., 2013).

Табела 4.2 – Класификација интеракција имплантата и чврстог ткива. (Mantripragada, et al., 2013).

Својство	Пожељна особина
Некомпатибилни	Ослобађање супстанци у токсичним коонцентрацијама које воде до нехармоничних ефеката на живе организме који могу да резултирају одбијањем имплантата.
Биотолеранција	Ослобађање супстанци у концентрацијама које нису токсичне и које могу да доведу до енкапсулације унутар конективног ткива.
Биоинертност	Нема ослобађања токсичних супстанци.
Биоактивност	Позитивна интеракција са диференцијацијом ткива која доводи до доброг пријањања и повезивања дуж додирних површина имплантата и ткива.

Најбољи су случајеви где су физичка и хемијска својства изабраног материјала за имплантате усаглашени са замењеним ткивом. Један од задатака који представља највећи изазов је то што живо ткиво има особину да се константно регенерише, док имплантати немају ту способност. Нове генерације материјала теже сопственој биоразградљивости како би их заменило (истиснуло) ново, регенеративно ткиво. Како би се постигао максимум успеха са имплантатима неопходно је комбиновати синергијске ефекте различитих система биомедицинских материјала.

Постоји велики број материјала који се могу користити у биомедицинске сврхе. Четири основне класе материјала су: метали, керамике, полимери и композити, који представљају мешавину било које три наведене врсте материјала. Тешко је доносити



опште закључке о било којој од класа материјала с обзиром на чињеницу да постоје бројни изузеци и специфичне карактеристике сваког материјала. Ипак, у табели 4.3 дати су неки општи односи који представљају корисне смернице за одлучивање о избору између метала, полимера и керамике (укључујућу стакло, угљеник и друге аморфне неорганске материјале).

Табела 4.3. Упоређевиња карактеристика класа материјала. (Enderle & Bronzino, 2012)

Особина	Највећи	Средњи	Најмањи
Модул еластичности	К	М	Р
Граница еластичности	М	—	Р <sup>1</sup>
Затезна чврстоћа	К <sup>2</sup>	М	Р
Динамичка издржљивост	Р	М	К
Жилавост	М	К	Р
Тврдоћа <sup>3</sup>	К	М	Р
Отпор прихватању	М	Р	К
К – керамике; М – метали; Р – полимери. <sup>1</sup> Керамике немају мерљиве карактеристике пластичности на 37°C. <sup>2</sup> Теоријски (с обзиром на извесна истраживања Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ); у пракси, метали су као класа супериорнији. <sup>3</sup> Снажно зависи од технолошког поступка добијања.			

Како се биоматеријали могу примењивати у различитим областима медицине, у наставку ће бити речи о материјалима који имају своју примену у ортопедији.

## 4.2 Биоматеријали у ортопедији

Дегенеративне болести костију и зглобова, као и инфламаторни проблеми утичу на милионе људе широм света, нарочито на особе старије од 50 година. Основни разлози ревизије хируршких интервенција су: инфекција, нестабилност, бол, асептичко слабљење, антрофиброза, фрактура, и у мањој мери други разлози (Mantripragada, et al., 2013). Поред тога, бројне фрактуре костију, бол у доњем делу врата, остеопороза, сколиоза, канцер и друге мускурално скелетне проблеме неопходно је решити коришћењем трајних, привремених или биоразградивих имплантата. Стога, предвиђено је да се ортопедски биоматеријали уграде у људско тело као саставни делови имплантата који су направљени да обаве одређену биолошку функцију тако што мењају или поправљају различита ткива као што су кости, хрскавица или лигаменти и тетиве, и чак потпомажу зарастање костију када је то неопходно.

Биокомпатибилност и механичка издржљивост су најважније особине и привремених и трајних имплантата (Mavrogenis, et al., 2009). Отпорност на корозију (с обзиром на то да је људско тело високо корозивна средина) такође игра важну карактеристику. Еволуција истраживања биоматеријала и њихове клиничке доступности у последњих 60 година, указују на постојање три различите генерације: био инертни материјали (прва генерација), биоактивни и биоразградиви материјали (друга генерација) и материјали направљени да стимулишу одговарајући ћелијски одговор на молекуларном нивоу (трећа генерација) (Mantripragada, et al., 2013).

Прва генерација биоматеријала развијена је само са захтевом да се добију физичке особине које одговарају оним особинама ткива, које имплантати мењају, уз минималну токсичну реакцију код пацијента (Hench, 1980). Друга генерација биоматеријала била је дефинисана својом способношћу да буде у интеракцији са биолошком средином како би помогла повезивање ткива али и да се временом разграђује (током регенерисања новог ткива и зарастања). Данас смо у ери треће генерације биоматеријала, који имају додатну способност да стимулишу одређени ћелијски одговор на молекуларном нивоу (Scholz, et al., 2011).

Свака генерације материјала није развијана са намером да превазиђе употребу материјала из претходне генерације, већ са сврхом употребе материјала у унапређењу решења проблема у клиничкој пракси. Прва генерација материјала се и даље успешно примењује, а циљеви треће генерације нису да у потпуности замене материјале претходних генерација, већ да отворе нове могућности у лечењу и опоравку пацијента (Mantripragada, et al., 2013). Преглед најчешће употребљаваних биоматеријала, са посебним нагласком на ортопедску примену, дат је у Табели 4.4.

Табела 4.4 – Начешће употребљавани биоматеријали у ортопедској пракси. (Enderle & Bronzino, 2012) (Ong, et al., 2014) (Navarro, et al., 2008)

Класа материјала / материјал	Примена у ортопедији
<b>Метали</b>	
Нерђајући челик (316L)	Вештачки зглобови, фиксација фрактура костију, плочице, завртњеве, делови вештачког кука
Титанијум и његове легуре (cp-Ti; Ti6Al4V)	Вештачки зглобови, протезе кука и колена, завртњеве и игле за фиксацију костију

NiTi	Унутрашњи фиксатор за осовину дугачке кости, спинални коректори, елементи за учвршћивање протеза
Кобалт-Хром (супер) легуре (Co-Cr; Co-Cr-Mo)	Основе за протезе за фиксацију фрактуре костију, компоненте које носе терет при потпуној замени зглоба
<b>Керамике</b>	
Алуминијум-оксиди (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	Делови имплантата кука, ортопедски имплантати за велика оптерећења, заштита за имплантате,
Цирконијум	Делови имплантата кука
Калцијум фосфат	Замена делова костију, коштани дефекти, коштани имплантати, површинска заштита (превлаке) вештачких зглобова, скафолди, додатак за зарастење костију.
Калцијум сулфат	Коштани имплантати, Замена за коштане графове, додатак за зарастење костију
Био-стакла	Замена за коштане графове, коштани цемент, површинска заштита имплантата,
<b>Полимери</b>	
Полиетилен (PE)	Посредни делови између два или више имплантата (у вештачким зглобовима кука или колена), вештачки лигаменти и тетиве
Полиметилметакрилат (PMMA)	Акрилни коштани цемент; делови протезе кука (ендопротезе)
Полидиметилсулфоксид (PDMS)	Замене за мале зглобове шаке и стопала
Полипропилен (PP)	За фиксаторе костију
Полилактид (PLA)	Биоапсорбилни делови фиксатора; за регенерацију кости

Механичке карактеристике материјала имају важну улогу при доношењу одлуке о избору материјала за израду имплантата. Основне механичке карактеристике металних биоматеријала приказане су у табели 4.5.

Табела 4.5 – Механичке особине материјала који се примењују у ортопедији. (Enderle & Bronzino, 2012), (Mantripragada, et al., 2013), (Bauer, et al., 2013)

Метали	Граница еластичности (MPa)	Затезна чврстоћа (MPa)	Релативно издужење (%)	Модул еластичности (GPa)
Угљенични челик високе чврстоће	1.600	2.000	7	206
F138 <sup>1</sup> , каљен	170	480	40	200
F138, хладно пресован	690	860	12	200
F75 <sup>2</sup> , ливен	450	655	8	200

F799 <sup>3</sup> , кован	827	1.172	12	200
F136 <sup>4</sup> Ti64	795	860	10	105
Злато		2-300	30	97
Алуминијум, 2024-T4	303	414	35	73
<sup>1</sup> F138, кован нерђајући челик: 17–19 Cr, 13–15.5 Ni, 2–3 Mo, <2 Mn, <0.08 or <0.03 C.				
<sup>2</sup> F75, ливена кобалт-хром-молибден (Co-Cr-Mo) легура: 27–30 Cr, <1.0 Ni, 5–7 Mo, <1 Mn.				
<sup>3</sup> F799, кована Co-Cr-Mo легура: 26–30 Cr, <1.0 Ni, 5–7 Mo, <1.0 Mn, <1.5 Fe, <1.5 C.				
<sup>4</sup> F136 Титанијумова 6Al-4V легура: 5.5–6 Al, 3.5–4.5 V, <0.015 N, < 0.13 O, <0.08 C.				

Табела 4.5 (наставак)

Метали	начин добијања	Граница еластичности (MPa)	Затезна чврстоћа (MPa)	Модул еластичности (GPa)
X2CrNiMo17122 (AISI 316L)	каљен	331	586	190
	30% хладно пресован	792	930	190
	кован (хладно)	1213	1351	190
Co28Cr6Mo	ливен	448-517	655-889	210
	кован	896-1200	1399-1586	210
Co20Cr15W10Ni	кован	484-648	951-1220	210
	44% хладно кован	1606	1896	210
Co35Ni35Cr20Mo10	као кован	965-1000	1206	232
cp-Ti	grade 2	250	390-540	105-110
Ti6Al4V	хладно пресован	830-1070	920-1140	100-110
Ti6Al7Nb	-	810-1010	870-1010	110
Ti5Al2.5Fe	-	780	860	110-115
Ti12Mo6Zr2Fe	-	1000-1060	1060-1100	74-85
Ti13Nb13Zr	-	435-905	705-1035	64-83
Ti29Nb13Ta4.6Zr	-	400	1000-1050	65
Ti30Nb	-	500	700	63-80
Ti30Ta	-	590	740	60-70

Табела 4.5 (наставак)

Полимери	упијање воде на 20 °C	Затезна чврстоћа (MPa)	Релативно издужење (%)	Модул еластичности (GPa)
PEEK	0,5	93	50	3,6
PMMA (ливен)	0,35	45-75	1,3	2-3
Ацетал	-	65	40	3,1
UHMWPE	0,01	30	200	0,5
Силиконска гума	-	7	800	0,03

Табела 4.5 (наставак)

Керамике	Тврдоћа (HV)	Затезна чврстоћа (MPa)	Релативно издужење (%)	Модул еластичности (GPa)
Алумина – Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	2400	400	0,1	380

Магнезијумом делимично стабилизован цирконијум – ZrO <sub>2</sub> (Mg-PSZ)	1120	634		200
Итрија-стабилизован цирконијум – ZrO <sub>2</sub> (Y-TZP)	1200	900		150

Табела 4.5 (наставак)

Угљенична влакна и композити	Затезна чврстоћа (MPa)	Релативно издужење (%)	Модул еластичности (GPa)
LTI пиролитички угљеник + 5÷12% Si	600	2,0	30
PAN AS4 фибер	3.980	1,65	240
РЕЕК, 61% C фибер	2.130	1,4	125
РЕЕК, 61% C фибер	300	17,2	47
РЕЕК, 30% C фибер	208	1,3	17

Табела 4.5 (наставак)

Биолошка ткива	Затезна чврстоћа (MPa)	Релативно издужење (%)	Модул еластичности (GPa)
Хидроксиапатит (НА) минерал	100	0,001	114-130
Кост (кортикална)	80-150	1,5	18-20
Колаген	50		1,2

#### 4.2.1 Метални биоматеријали

Представљају најчешће употребљавану класу материјала. Главни метални биоматеријали који се данас користе могу бити подељени у три групе:

- Легуре на бази гвожђа (нерђајући челик)
- Легуре на бази кобалта и
- Легуре на бази титанијума

Поред ове три групе, нова истраживања и открића указују на употребу нових биоматеријала, међу којима су: легуре платине, легуре тантала, легуре магнезијума и паметне легуре (shape memory alloys).

Главне педности **нерђајућих челика** су релативно ниска цена, доступност и добра обрадивост. Из ове групе челика, X2CrNiMo17-12-2 (ASTM 316L) је дефинитивно најчешће употребљаван за израду имплантата (Ingham & Fisher, 2000), који се израђује и топљењем у вакуму (SS 316LVM). Механичка својства материјала веома зависе од начина на који се добија материјал (приказано у Табели 4.5). Модул еластичности нерђајућег челика је око 200 GPa, што је више од 10 пута више него код кортикалне кости (Bauer, et

al., 2013) и што се сматра недостатком. Упркос широкој примени, његова употреба за ортопедске протезе зглоба је ограничена зато што друге металне легуре, као што су оне које се базирају на Ti и на Co-Cr, показују боље механичка и корозивна својства.

**Co-Cr легуре** поседују повећану отпорност на корозију у хлоридним срединама. Додавањем других елемената легури као што су никл, молибден или волфрам, поред побољшаних механичких својстава, постиже се повећана отпорност на абразију. CoCrMo легура добијена ливењем (ASTM F75) се користи више од 50 година код ортопедских имплантата, посебно за вештачке кукове и колена. Као што је случај и са ливеним легурама, висок садржај угљеника доводи до таложења карбида, што смањује отпорност на хабање, а представља и опасност од повећане могућности појаве корозије.

Упркос отпорности на корозију коју обезбеђују кобалт и хром, биокорозија је једна од главних карактеристика које ова легура поседује. Стога се у данашње време Co-Cr-Mo легура користи заједно са полиетиленом који има ултрависоку молекуларну масу (UHMWPE) како би смањили корозију и хабање. Слаба интеграција Co-Cr легуре са костима такође може довести до отказивања имплантата.

У новије време најчешће употребљавани материјали за имплантате су **титанијум и његове легуре**, односно чист титанијум (cp-Ti) и Ti6Al4V (Ratner, et al., 2004). Трансфер знања и технологија заслужни су за данашњу примену легуре Ti6Al4V (првенствено настале за потребе аеронаутичке индустрије у истраживању свемира) у област медицине. Новија истраживања допринела су развијању нових легура, посебно направљених за биомедицинску примену. Ове ортопедске легуре укључују Ti6Al7Nb и Ti5Al2.5Fe, две легуре са особинама сличним Ti6Al4V који су развијени као одговор на забринутост око тога што ванадијум показује потенцијалну цитотоксичност и штетност по ткиво примаоца. Због тога је заједнички циљ у овој области истраживања да се развије  $\beta$ -титанијум легура састављена од не-токсичних, и не-алергенских елемената са одличним механичким својствима и добром обрадивошћу (Bauer, et al., 2013). Побољшање биокомпатибилности и нижи модули еластичности постигнути су увођењем последње генерације титанијумских ортопедских легура укључујући Ti12Mo6Zr2Fe, Ti15Mo5Zr3Al и Ti15Sn4Nb2Ta0.2Pd легуре, као и потпуно биокомпатибилну Ti13Nb13Zr легуру. Са друге стране,  $\beta$ -титанијум легуре развијене су са нижим модулом еластичности од око 70 GPa. У Ti-Nb систему као што је Ti29Nb13Ta4.6Zr и Ti35Nb4Sn, еластични модули могу бити редуковани на 50-60 GPa (Matsumoto, et al., 2005 ) што је ближе кортикалној кости (10-30 GPa).

Титанијумске легуре такође подлежу великом хабању у контакту са другим металним површинама због високог коефицијента трења, што за последицу има упалу околних ткива и слабљење самог имплантата. У циљу повећања отпора хабању, уз чињеницу да температура има пресудну улогу у еволуцији микроструктура, предмет савремених истраживања усмерен је на термо-механичку обрада микроструктуре титанијума (Ghonem, 2010).

Компатибилност кости и имплантата у погледу одговарајућих модула еластичности има велики значај. Велика разлика ове вредности између кости и метала није пожељна, због чега се трага за материјалом приближног модула еластичности костима. Студије су показале да додавање не-токсичних елемената као што су Nb, Zr, Mo и Ta титанијуму смањује модул еластичности без угрожавања затезне чврстоће и границе еластичности. Уместо ретких метала као што су Nb, Zr, Mo, и Ta, препоручује се употреба хемијских елемената као што су Fe, Cr, Mn, Sn, и Al, како би се смањила цена имплантата (Ikeda, et al., 2012). Најнижи модул еластичности добијен на тај начин за  $\beta$ -тип легуре титанијума износи 35 GPa те је сличан највишем нивоу код кости који износи 30 GPa.

**Тантал и његове легуре.** Порозни тантал, захваљујући биомеханичким својствима, инертној природи *in-vivo*, и одличној хемијској стабилности, поседује способност да се интегрише са ткивом дозвољавајући на тај начин урастање кости и ткива у имплантат. Овај порозни материјал карактерише својим механичким карактеристикама (Ong, et al., 2014) ближе одговара карактеристикама костију, а посебно се истиче његов модул еластичности који је реда величине 3 GPa, што је вредност јако слична трабекуларној кости (Mantripragada, et al., 2013).

#### 4.2.2 Керамике

Керамике су неоргански материјали састављени од јонских или ковалентних веза који се стварају на вишим температурама. Класа биокомпатибилних керамика се састоји углавном од кристалних материјала као што су алуминати, цирконијум, калцијум фосфати, биоактивна стакла и стаклена керамика (Сао & Hench, 1996). Керамика је веома тврда и отпорнија на распадање од метала у многим срединама. Ипак оне су, због природе јонских веза, веома крте. Сличност у хемијском саставу керамика и природне кости чини да се керамика често користи као део ортопедских имплантата (или као стоматолошки материјали). Због велике абразивне чврстоће керамика се користи као куглични лежај у вештачким зглобовима кукова (Hench, 1991).



**Инертне керамике.** Алуминати и цирконијум су два најчешће коришћена инертна биоматеријала у артопластици кука и колена, максифацијалној реконструкцији, замени оскуларне кости, кератопротетици, као и у другим имплантатима. Широка употреба ових биоматеријала може се приписати њиховој инертности и добрим механичким особинама, (затезна чврстоћа, модул еластичности, тврдоћа). Имају одличну отпорност на корозију, биокомпатибилност, врло добар коефицијент трења, висок отпор на хабање, и стабилност у физиолошкој средини (Urban, et al., 2001).

Као одговор на забринутост која се јавља по питању употребе  $Al_2O_3$  код феморалних фрактура, уведен је итрија-стабилизован цирконијум (Y-TZP). Због одличних механичких својстава цирконијума он се назива „цементни челик“ (Torricelli, et al., 2001).

**Биоактивна керамика.** Ова категорија керамика укључује калцијум фосфате, стакло, стакло-керамику, и композите. Биоактивне керамике имају способност да међусобно реагују са биолошком средином организма, чиме утичу да организам боље прихвати имплантат, односно помажу везивању повређеног ткива. Њихова постепена деградација (распадање) значајна је у процесу регенерације коштаног ткива (Ikawa, et al., 2009). **Неоксидна керамика.** Ова врста материјала је по свом хемијском саставу силицијум-нитрид ( $Si_3N_4$ ) и силицијум-карбид ( $SiC$ ). Поседују низ позитивних својстава као што су: добра отпорност на хабање и корозију, повећана елонгација, висока отпорност на преломе и истезање и релативно велику чврстоћу у поређењу са  $Al_2O_3$  (H., 2010). Упркос овим предностима, истраживања су показала да се слој силицијум-оксида, може одломити временом, што доводи до повећаног хабања. Такође, упркос високој затезној чврстоћи и жилавости, код *in-vivo* примене ових материјала долазило је до огромних грешака. Стога се улажу напори да се превазиђу ови проблеми тако што се ради на развоју и пројектовању њихове микроструктуре и техника израде.

Поред високе механичке чврстоће, ови материјали су такође показали одличну цитокомпатибилност *in vitro*. истраживања су такође открила да  $Si_3N_4$  показује бољу отпорност на формирање слоја бактерија у поређењу са титанијумом и полиете-етер кетоном (PEEK) (Puckett, et al., 2012).

### 4.2.3 Полимери

За разлику од две друге класе биокомпатибилних материјала, полимери су органски материјали. Полимери се широко користе у биомедицинској примени због својих

физичких и хемијских својстава. Могу се лако произвести у различитим сложеним облицима и структурама. Поред тога њихове карактеристике површина, могу се на релативно једноставан начин прилагођавати захтевима. Полимери који се користе као материјали за имплантате се могу добити или из природних извора као што су протеини или из синтетичких извора. Када се полимери користе у биомедицинским имплантатима, потребно је посебно размотрити природу полимера, односно како ће се полимери понашати у људском телу. Полимери имају тенденцију да лако апсорбују воду и биомолекуле из окружења и стога могу да промене површинску хемијску структуру. Поред тога, у поређењу са металима или керамиком, полимери су „мекани“ материјали који подлежу механичком хабању и могућем отказивању. За обраду полимера су обично потребни адитиви као што су флексибилизатори, антиоксиданти или стабилизатори. Стога је неопходно да се избегне цурење било кога од ових, по организам често штетних, састојака у организам. Стерилизација полимера са собом носи неке проблеме. Разлог томе је чињеница да често коришћене методе стерилизације могу да утичу на хемијска и механичка својства полимера, односно да их оштете.

Независно од порекла, код полимера који се користе као биомедицински материјал, постоји неколико подкласа које су нарочито погодне за употребу у одређеним ткивима.

За ортопедску примену, полимери који се тренутно користе су акрил, полиамид, силицијум, полиуретан, РЕЕК, UHMWPE и полипропилен (PP) (Hasegawa, et al., 2007). Главна предност ових материјала је могућност да прилагоде свој састав и структуру у односу на одређене потребе. Поред тога, биоресорбујући полимери почињу да се користе и у ортопедској регенерацији костију. Полиметил метаакрилат (PMMA) који се обично назива коштани цемент наставља да игра важну улогу као синтетички биоматеријал који се користи у ортопедској хирургији због еластичног модула који је сличан оном код кости. Он служи као помоћни материјал који формира механичку везу између цемента и кости и цемента и протезе. Други важан полимер који треба узети у разматрање је поли хидроксил метакрилат (poly-HEMA), с обзиром да је то једини полимер који је показао остеоиндуктивну способност *in vivo* до данашњег дана. Ипак, композити полимера и хидроксиапатита имају остеоиндуктивно својство (Oh, et al., 2006). У комбинацији хидроксиапатита и полилактида, добија се коштани имплантат који би задовољио минерална својства недостајућег дела кости, а са друге стране би добио адекватну чврстину да пренесе велика оптерећења. Ова комбинација може обезбедити и добро урастање ткива у кратком временском периоду.

Главна предност коришћења полимера је што они могу бити убризгани у проблематично место, чиме се смањују трошкови и бол пацијента током операције. Такође се показало да полимерима недостаје механичка стабилност (Zhou, et al., 2012). Како би се превазишао овај проблем, у ортопедији се користе композити полимера ојачани влакнима (Sen, 2004). Ови материјали имају потребну чврстоћу која одговара својствима кости која укључује низак еластични модул као и висок степен отпора на напрезање, корозију и замор.

#### 4.2.4 Порозни и биоресорптивни материјали

Иако је о порозности и разградљивости материјала било речи у претходним деловима, детаљним описом материјала, и самих хемијских елемената и њихових легура, важно је укратко нагласити значај ових двеју особина.

Проблем срастања имплантата и коштаног ткива директно је везан за особину порозности. Уколико материјал не поседује особину порозности неће доћи до адекватног урастања коштаног материјала у имплантат. Такви проблеми се срећу код отказа фиксације ендопротезе кука за кост. Површинска храпавост имплантата није иста, или не би требало да буде иста, на целој његовој површини<sup>10</sup>. Површине које ће бити изложене меком ткиву, треба да буду израђене тако да висина неравнина храпавости буде мања. Са друге стране, површине које ће бити у контакту са тврдим, коштаном, ткивом, потребно је да имају већу површинску храпавост, чиме се обезбеђује могућност да се за материјал имплантата веже коштаном ткивом и отпочне процес повезивања. Сама порозност, треба да обезбеди довољан степен уградње регенерисане коштане масе у имплантат (Matassi, et al., 2013).

Добар пример претходно поменутог порозног материјала јесте тантал и његове легуре, као и магнезијум. Компаније Zimmer развила је „трабекуларни метал“ чија структура највише одговара трабекуларној (сунђерастој) кости. Поред високопорозне трабекуларне структуре неопходне за брзо и ефикасно повезивање коштане масе са имплантатом, овај материјал карактеришу и висока отпорност на корозију, одлична биокомпатибилност и приближни модул еластичности као код кости (3 GPa). Извесна својства порозних материјала у ортопедској примени приказани су у табели 4.6.

Табела 4.6 – Одређене карактеристике порозних материјала у ортопедској примени.

<sup>10</sup> Британски стандард дефинише да цео имплантат који се уграђује на кост или мења део кости (коштани запремински имплантат) буде полиран.

	Кортикална кост	Порозни танталум	Порозни титанијум	Порозни магнезијум
Порозност (%)	30 – 95	75 – 85	60 – 72	35 – 50
Величина поре ( $\mu\text{m}$ )	20 – 1000	400 – 600	150 – 600	100 – 400
Модул еластичности (GPa)	2,3 – 30	2,5 – 3,9	1,6 – 4,2	0,9 – 1,8
Гранични напон услед притиска (MPa)	20 – 193	50 – 70	100 – 200	12 – 17

Такође, још једном треба поменути полимерне материјале на бази синтетичког минерала хидроксиапатита, као и кацијум фосфат и калцијум сулфат. Структура композитног материјала састављеног од хидроксиапатита и трикалцијум фосфата обезбеђује организму потребне минерале, а полимерна компонена потребну почетну чврстоћу у процесу регенерације. Временом, полимер се разграђује обично сличном брзином којом се ново ткиво ствара. Ова особина се назива биоресорпција и одржава стабилност имплантата док се процес остеоинтеграције не заврши. Поједини материјали се брже разграђују него што је то потребно, односно брже него што коштано ткиво може да настане и да се повеже. Такве појаве нису пожељене, и морају се предвидети.

### 4.3 Технологије израде персонализованих имплантата

Постоји велики број метода, технологија и технолошких поступака којима се одређени производ може произвести тако да својим карактеристикама одговара жељеним (пројектованим) вредностима. Другим речима да производ буде жељеног облика, димензија, у предвиђеним толеранцијама и да остварује своју намену због које је и израђен (функционалност, естетика, и сл.). Сваки метод или технологија има своје предности и недостатке који морају бити сагледани свеобухватном анализом у процесу избора оптималне технологије. Поред специфичности самог поступка, на крајњи производ утичу и карактеристике самог производа као и машине (алата) које израђују производ. Карактеристике самог производа најчешће су условљене материјалом од кога се производ израђује, али и обликом, односно сложеносту геометрије и захтеваном тачношћу израде. Велики број различитих технолошких поступака, међу којима постоје и поступци који имају исте или сличне карактеристике, отежавају препознавање оптималног процеса производње. Због тога је познавање технологија израде, њихових карактеристика и ограничења, као и разумевање посебности самог производа од суштинског значаја за настанак производа какав је персонализовани имплантат.

Персонализовани имплантати својом геометријом и топологијом у потпуности треба да одговарају анатомији и морфологији кости пацијента за коју се пројектују и израђују. Они могу бити веома сложеног, неправилног геометријског облика, и спадају у тзв. слободне сложене форме. Сваки персонализовани имплантат је јединствен и непоновљив, па је тиме и количина потребних имплантата које треба израдити јасно дефинисана (1 комад). Ово ограничење количине, снажно се рефлектује на конвенционалне поступке израде који су заступљени у серијској и масовној производњи, посебно у оним процесима који захтевају израду алата, као што је нпр. ковање.

### 4.3.1 Процеси обраде

Постоји велики број производних процеса који се одликују разноврсним операцијама и захватима и на тај начин успевају да одговоре на захтеве конструкције. Јасно је да сваки метод израде има своје предности и недостатке и да се не може изабрати једна универзална метода израде за све производе, већ се свеобухватном анализом долази до оптималне методе или неколико метода које ће се користити у производњи.

У циљу одабира одговарајућег процеса производње одређеног персонализованог имплантата, потребно је карактеристике имплантата идентификовати са могућностима процеса. На основу физичке суштине, све процесе обраде можемо поделити у три групе:

- Субстрактивни процеси,
- Формативни процеси, и
- Адитивни процеси обраде.

У субстрактивне процесе обраде спадају процеси обраде где се до жељеног облика производа долази уклањањем или скидањем материјала са почетног припремка. Овај тип обраде обухвата већину процеса машинске обраде као што су: глодање, стругање, бушење, брушење, сечење ласером, воденим млазом, електроерозиона обрада жицом (EDM), итд.

Код формативних процеса обраде, чврст или получврст материјал се под одређеном деформацијом доводи у жељени облик производа. Коначни облик производа се добија пластичном деформацијом основног материјала или ливењем основног материјала у калупе. У формативне процесе обраде спадају: ливење, савијање, ковање, ливење под притиском, дубоко извлачење, итд.

Заједничка карактеристика формативних и субтрактивних процеса је да се за обраду користи један или више алата, као и једна или више алатних машина. Такође, за ове прцесе потребан је почетни припремак као улазни обрадак одређеног процеса. Ови поступци захтевају да се, пре почетка производње, изврши адекватно дефинисање технолошког поступка и плана, а затим и одабир одговарајуће машине или машина, са алатима како би се извршили захтеви дефинисани технолошким поступком.

Адитивни процеси обраде су базирани на спајању честица или слојева материјала у циљу добијања жељеног облика финалног производа (Trajanović, et al., 2008). Процеси адитивне производње АМ (енгл. *Additive Manufacturing*) не користе алате, нити захтевају посебно подешавање машине, па је време припреме производње скраћено, те се ове технологије називају и RP технологије или директне производне технологије (енгл. *Direct Manufacturing*). Карактеристика ових технологија је да физички објекат, односно финални производ настаје додавањем одређеног материјала слој по слој све до потпуног завршетка процеса израде. За разлику од претходна два процеса, овде производња почиње „од нуле“, односно нема припремка, већ се честице и слојеви додају сукцесивно. Сваки од слојева представља попречни пресек коначног производа у одговарајућој равни. Најзначајнији адитивни процеси обраде су: екструзија испољеног материјала (енгл. *Fused deposition modeling – FDM*), Стереолитографија (енгл. *Stereolithography – SLA*), 3Д штампа (енгл. *3D Printing – 3DP*), топљење електронским снопом (енгл. *Electron-beam melting – EBM*), селективно ласерско топљење (енгл. *Selective laser melting – SLM*), селективно ласерско синтеровање (енгл. *Selective laser sintering – SLS*), директно ласерско синтеровање метала (енгл. *Direct metal laser sintering – DMLS*), ламинација (енгл. *Laminated object manufacturing – LOM*), итд.

#### **4.3.2 Анализа процеса обраде са аспекта њихове примењивости у изради персонализованих имплантата**

Уопштено посматрано, проблем производње персонализованог имплантата може се сагледати разумевањем самог производа. Персонализовани имплантат је прилагођен потребама једног пацијента и као такав представља јединствен производ, односно указује да ће се у погледу количине израдити само један имплнатат. Својим обликом они представљају сложене слободне форме, односно објекте изузетно захтевне геометрије. Такве облике бројне технологије не могу извести, или их не могу израдити на релативно једноставан начин, при чему се мора водити рачуна о укупном времену израде и трошковима.

Када се спомене компликована геометрија коју треба израдити, обично је прва асоцијација на адитивне технологије, које у овом сегменту имају предност над осталим технологијама. Израда персонализованих имплантата адитивним технологијама намеће питање правилног избора материјала у први план. Материјали имплантата, поред биокомпатибилности и задовољавајућих механичких карактеристика морају да буду и обрадиви доступном технологијом. Свака адитивна технологија, без обзира на принцип рада, зависи од врсте материјала и има одређена ограничења (Ristić, 2011). Тако да поступци који раде директно са металима и њиховим легурама, генерално подразумевају скупе уређаје.

Специфични захтеви имплантата су такви да је најчешће потребно да имплантат буде испоручен у што краћем временском року, што ставља још једном акценат на брзину израде. Ове наведене особине персонализованог имплантата из угла производних могућности, односно захтева производњи, представљене су у табели 4.7.

Табела 4.7 – Повезаност особина имплантата са производним карактеристикама.

особина персонализованог имплантата	опис	производна карактеристика
прилагођеност потребама пацијента	имплантат није типски (стандардни)	нема серијске производње
	одговара само једном кориснику	количина = 1 комад
сложена слободна форма	захтевна геометрија	доступне технологије
		велика тачност у изради
материјал имплантата	био-механичке карактеристике	доступне технологије и њихов однос цена/време
испорука у кратком временском року	хитност оперативног медицинског поступка	кратко време израде крајњег производа

Технологије и методе у изради персонализованих ортопедских запреминских имплантата недостајућих делова кости зависе првенствено од материјала, машина и параметара процеса. Ове три карактеристике утичу на технолошка ограничења процеса израде, односно на могућности израде и степена применљивости поступка. Параметри процеса делимично ограничавају процесе. Они пре свега утичу на дефинисање величина као што су укупно време израде или трошкови производње, на основу чега се процеси могу оцењивати и даљом анализом упоређивати и оптимизовати.



Како су метални имплантати доминантни материјали који се користе у ортопедској примени (посебно код дугих костију и запремински већих имплантата), потребно је препознати доступне технолошке поступке њихове израде. Сагледавањем доступних технологија које се користе у изради персонализованих имплантата, највећи број истраживања указује на израду адитивним технологијама, пре свих топљењем ласерским снопом (EBM), селективно ласерско топљење (SLM). Поред њих значајну примену има и селективно ласерско синтеровање (SLS) као и директно ласерско синтеровање метала (DMLS). Ортопедски имплантати који трпе мања оптерећења могу бити израђени помоћу 3Д биопротера. Мањи број приступа окренут је ка изради персонализованих имплантата субстрактивним CNC-RP технологијама, као што је CNC глодање. Истраживања показују да постоје и формативне CNC технологије које се користе за израду специфичних имплантата прилагођених пацијенту као што је инкрементални формативни процес (енгл. Single Point Incremental Forming – SPIF)<sup>11</sup> заснован на пластичној деформацији. Табела 4.8 даје приказ различитих технологија спрам могућности израде персонализованих ортопедских имплантата. Наведене технологије су табеларно класификоване према основним обрадним процесима.

Табела 4.8 – Технолошки поступци израде ортопедских персонализованих имплантата

Адитивни процеси	Субстрактивни процеси	Формативни процеси
Топљењем ласерским снопом (EBM)	CNC вишеосно глодање	Тачкасто инкрементално деформисање (SPIF) <sup>1</sup>
Селективно ласерско топљење (SLM)		
Селективно ласерско синтеровање (SLS)		
Директно ласерско синтеровање метала (DMLS)		
3Д биопротер		
<sup>1</sup> Примењује се углавном за плочице и танке имплантате. Пример су максилофацијални имплантати у облику љуски (за кости лобање).		

Наведени поступци су погодни за израду персонализованих ортопедских имплантата са аспекта биокомпатибилних материјала и њихове примене у ортопедији, посебно у области запреминских коштаних имплантата. Како су наведени субстрактивни

<sup>11</sup> У овом процесу машина је најчешће 3-осна или више осна глодалица, али се уместо глодала користи алат који обликује материјал пластичним деформисањем.

и формативни процеси директно везани за CNC машину (3 и 4 – осну глодалицу), њихова примена у изради запреминских коштаних имплантата има нижу технологичност наспрам адитивних, брзих производних технологија. Међутим за извесне случајеве, и ова два поступка имају значајну примену и представљају технологије које у одређеним случајевима могу бити оптималан избор за израду персонализованих ортопедских имплантата.

### 4.3.3. Тачкасто инкрементално деформисање

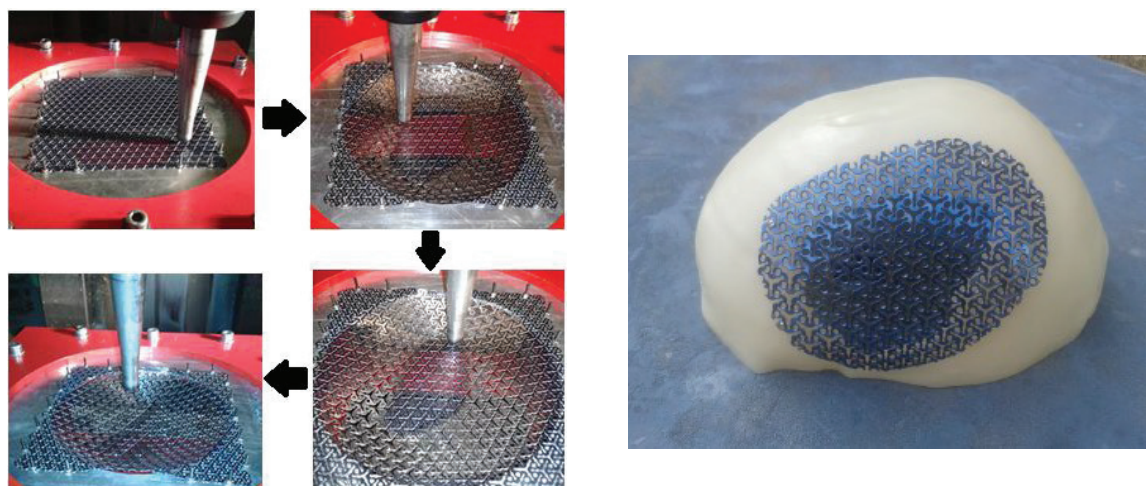
Велики број процеса заснован је на локалној деформацији лимова (Bhojar & Borade, 2015), омогућавајући флексибилну производњу комплексних производа. Нови формативни процеси, као што је локално инкрементално деформисање (енгл. Incremental Sheet Forming – ISF), користе високо локализован процес деформације, чиме су способни да израде сложене, асиметричне компоненте. ISF је заснован на истезању и савијању лимова, при чему је алат најчешће смештен у 3-осну (или вишеосну) CNC глодалицу.

SPIF (енгл. single point incremental forming) процес је коришћен при изради титанијумског персонализованог максилофацијалног имплантата (Araújo, et al., 2013). Производња персонализованог кранијалног имплантата, почевши од DICOM формата слике употребном 3Д штампе, CAD/CAM технологија и инкременталног деформисања лима, представљена је у раду (Castelan, et al., 2014). Основне карактеристике овог процеса зависе од саме CNC машине (глодалице) која се користи за вођење алата (табела 4.9).

Табела 4.9 – Предности и недостаци SPIF процеса.

Предности	Недостаци
Цена је нижа од конкурентних адитивних технологија (приближно као SLM)	Не могу се израђивати запремински имплантати, већ углавном плочице
Прихватљива цена модела производа	Не могу се деформисати тврди материјали попут керамике
Одлична тачност	Процес снажно зависи од CNC машине (глодалице) и њених перформанси
	Време подешавања машине и алата, као и време генерисања путање алата (NC код) и планирање тока

Поступак израде кранијалног имплантата ISF поступком приказан је на слици 4-1 (лево), а готов имплантат постављен на модел лобање, приказан је на слици 4-2 (десно).



Слика 4-1. Шема процеса ISF да би се добио метални персонализовани имплантат израђен од  $cpTi$ . Преузето и прилагођено према (Rocha, 2014).

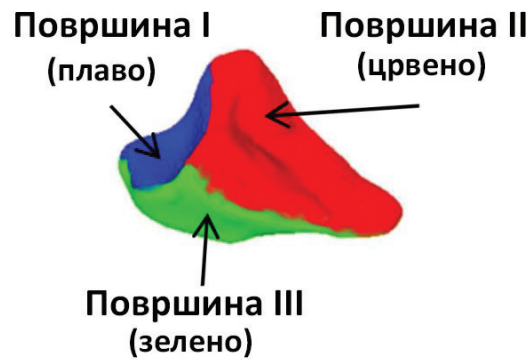
Све ово указује да ова технологија има своје место у персонализованим ортопедским имплантатима и да се може очекивати њен даљи развој. Ипак, у погледу израде запреминских волуметријских ортопедских имплантата, дебљине веће од 5 mm, овај процес показује велика ограничења и не може да буде применљив. Његова примена у области деформације лимова и потенцијалних персонализованих плочица је важна и у тим областима овај процес би требао бити сагледан (Bhojar & Borade, 2015).

#### 4.3.4 CNC-RP технологије за израду персонализованих ортопедских имплантата

Захваљујући употреби полигоналних STL модела, по узору на адитивне технологије, развијени су алгоритми за подешавање оријентације при машинској обради. На тај начин значајно је аутоматизован рачунаром подржан процес планирања производње код CNC машина. При изради коштаног имплантата, важну улогу имају његове специфичне карактеристике, као и његова оријентисаност у односу на саму кост и меко ткиво. Ове специфичне карактеристике укључују велики број волуметријских или површинских атрибута као што су варијација густине, комбинација материјала, растегљивост и прилагодљивост, површинска заштита, текстура, тврдоћа, жилавост, хрпавост итд (Joshi, 2015).

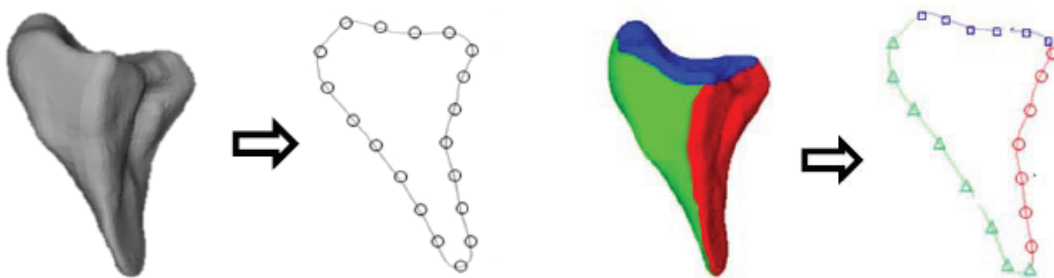
Површине коштаног имплантата треба изградити у различитим квалитетима хрпавости, тако да налегајућа површина на кост буде са већим неравнинама (храпавија) како би обезбедила остеоинтеграцију кости у имплантат, док површине ка меким

тквивима треба да буду исполиране (слика 4-2). Управо у оваквим задацима, САРР алгоритам за брзу CNC машинску обраду производа има значајну примену у подешавању путање алата, обрађујући при том површине у различито захтеваном квалитету, при чему се време припремних операција значајно скраћује (Frank & Anderson, 2008).



Слика 4-2. Дефинисање полигоналног PLY модела, према (Frank & Anderson, 2008)

Процес брзе производње (Joshi, 2015) користи стандардну 3-осну CNC глодалицу са 4. осом за вишеструко подешавање оријентације (LI & Frank, 2006), што не значи да вишеосне машине не могу да примене овакав алгоритам, напротив. Ова машинска обрада укључује потпуно аутоматизован план стезања, алата и подешавање технолошког плана, укључујући генерисање NC кода за израду директно из CAD модела (Frank и сарадници (Frank, et al., 2006), (Frank, et al., 2004)). На тај начин су субтрактивне брзе производне технологије, или CNC-RP, нарочито погодне за високо персонелизоване захтеве и употребу специфичних материјала . Приказ дефинисања плана путање алата за STL и PLY модел, приказане су сликом 4-3.



Слика 4-3. Дефинисање путање алата: (а) STL необојени фајл, (б) обојени фајл.

*Преузето и прилагођено из (Joshi, 2015).*

Претходни алгоритми за RM одређују подешавање оријентације помоћу техничких елемената слободних модела где је фокус на целокупној геометрији модела. Такви алгоритми не генеришу технолошки план различитих типова површина истог модела,

што је случај са површинама коштаног запреминског имплантата где површине имају различиту захтевану храпавост.

Тачан, високо аутоматизован, и ефикасан начин аутоматског брзог CNC процеса израде имплантата чији се делови површина израђују са различитим опсегом вредности храпавости и текстуре, приказан је у раду (Joshi, 2015).

Показало се да је CNC-RP процес погодан за субстрактивне процесе брзе производње коштаног имплантата. Овај процес може да произведе имплантате сложеног облика и фрагменте костију (коштане имплантате) из различитих материјала који су релевантни за клиничку праксу. На слици 4-4 приказани су модели коштаног волуметријског имплантата израђени субстрактивном технологијом помоћу CNC машине.



Слика 4-4. Израђени модели имплантата (а) порозни метал, (б) природна кост, (в) керамика, (Frank & Anderson, 2008).

Када је неопходан специфичан биосензитиван материјал, CNC-RP процес је веома моћан. Ипак, уколико се материјал може обрадити коришћењем адитивних процеса (нпр. ЕВМ, 3DP), онда ови процеси имају предност над CNC-RP технологијама јер се њима могу израдити имплантати повећане геометријске сложености. Ипак, специјализовани материјали као што је ТМ или природни као што је корал или алогографт кости су оптимални за овај субстрактивни RP процес. Тако да субстрактивни процеси могу бити адекватна технологија у случајевима када постоји материјал који треба обликовати (при обради постојеће кости – сопствене или од донора).

Анализирајући захтеве које персонализовани имплантат ставља пред производне процесе, намеће се закључак да овај производ укупне количине једног комада има захтевну геометрију и тачност, као и потребу да буде израђен у што краћем временском периоду. Због тога су брзе производне технологије (енгл. Rapid Prototyping) препознате као оптималне за израду персонализованих ортопедских имплантата. У наставку ће бити приказане одређене доступне брзе производне технологије, засноване на адитивним поступцима, које се користе у изради персонализованих имплантата.



### 4.3.5 Екструзија истопљеног материјала и Селективно ласерско синтеровање

Постоји много начина да се направи разлика између различитих RP технологија. Већина аутора не би заједно сместила процес селективног ласерског синтеровања (енгл. selective laser sintering – SLS) и процес израде модела екструзијом истопљеног материјала (енг. fused deposition modelling – FDM). Ипак, у медицинске сврхе ове технологије се могу сматрати прилично сличним.

Ове технологије користе топлоту како би отопиле основни материјал од кога се израђују RP делови. У FDM материјал се топи унутар коморе из кога се затим истискује (екструдуге). У SLS процесу материјал је у комори у облику праха а ласер се користи за селективно топљење попречног пресека слојева. Због тога оба ова процеса као резултат дају делове који су релативно јаки и отпорни на топлоту у поређењу на већину других RP процеса.

С обзиром да се FDM делови производе коришћењем материјала који је екструдуган на подлогу, они захтевају носеће структуре на сличан начин као што је то случај код SLA делова. Ове потпоре се морају одстранити од делова у завршним операцијама, и тренутно се користе две технике. Један метод користи материјал са мало другачијим механичким својствима како би формирали потпорне структуре. Овај материјал се одваја релативно лако од материјала самог дела када се део заврши. Други приступ користи материјал који се раствара у води. Након кратког времена у топлој води, уз помоћ ултразвучног чишћења, одстрањује се вишак материјала и остаје готов производ. Овај други процес оставља чистију област у којој се носећа структура раније спајала са делом где се раније спајао са делом, а носећа структура се такође може уклонити из области којима је тешко приступити. Ипак, први процес може и даље бити користан, нарочито у одређеним медицинским применама. Како се потпорни материјал екструдуге из одвојене коморе, овај материјал такође може бити и у другој боји.

Како SLS процеси производе делове из прашкастих материја, селективним топљењем материјала на основу одговарајућих попречних пресека, њихова главна предност је то што се носеће структуре не морају постављати. Неотопљени прах који окружује део је ограничен унутар коморе чиме се обезбеђује природна подршка делу који се производи. На тај начин се производ чисти веома лако, односно вишак праха се на једноставан начин одстрањује, чиме се смањује време постпроцесуирања.

Добијени делови имају прашкасту текстуру која је такође и мало порозна (за функционалне делове око 80%, што оквирно одговара очекиваној затезној чврстоћи дела). Главна предност овог процеса је његова разноврсност. Делови су генерално тачнији него FDM делови, са прихватљивим механичким карактеристикама. Наравно, са већом разноврсношћу коју нуди SLS процес долазе и повећани трошкови. Основна FDM машина је знатно јефтинија него SLS машина. Друга велика разлика између ове две машине је време за које израђују делове. FDM машине су знатно спорије него већина RP процеса. SLS машине имају дуже време загревања, али с обзиром да производе делове у серијама, то значи да је време израде по комаду кратко.

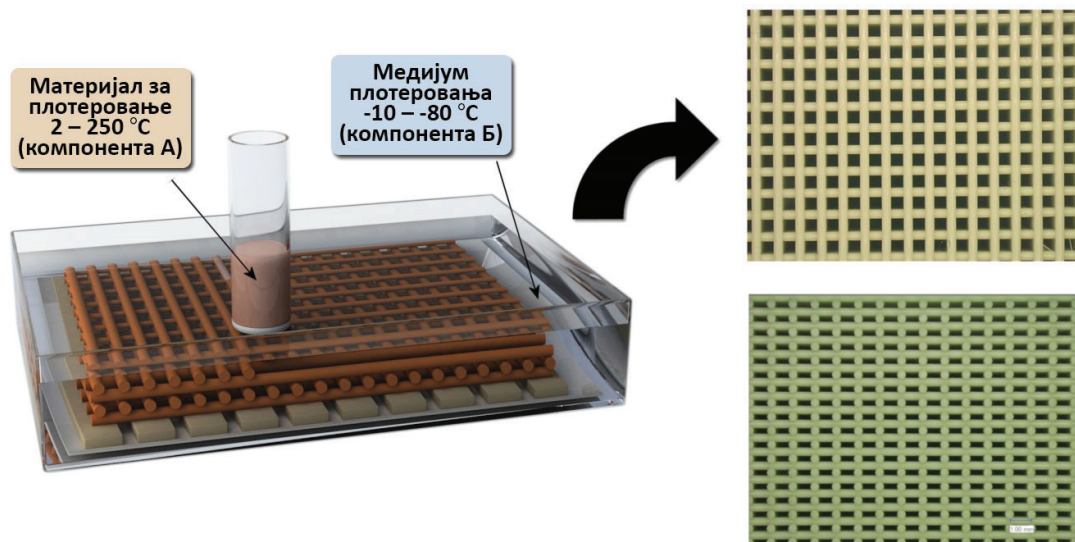
#### **4.3.6 3Д Биоплотер**

Биоплотер је нумерички управљана машина која материјал наноси депоновањем пасте, чиме овај поступак на неки начин сврстава у FDM. Паста се притиском из покретног дозера наноси на медијум за плотеровање, а објекти настају очвршћавањем нити материјала по слојевима.

Процес наношења смесе (компоненти А и Б) започиње узимањем кетрица и његовим стецањем у систем дозера, одакле се материјал истискује кроз малу бризгачку у средину за плотеровање. Средина у којој се одвија плотеровање се понаша као медијум у којој смеша (А и Б) очвршћава. Параметри процеса очвршћавања су тип медија, материјал и контрола температуре очвршћавања. Контрола температуре очвршћавања обезбеђује сједињавање материјала плотовања и медијума плотовања (Миловановић, 2013). Тако се материјал за плотеровање загрева у опсегу од 2°C до 250°C, медијум плотеровања од -10°C до 80°C, а радна платформа се може загревати до 100°C (сл. 4-5).

Са друге стране медијум плотеровања се понаша као носећа структура која подржава структуру штампаног објекта. Оријентација нити се може мењати у правцима оријентације, а последње генерације (4. генерација 3D-Bioplotter® Manufacturer Series) ових штампача обезбеђују и цик-цак наношење нити. Основна предност 3Д плотера јесте у примени доступних материјала. Ови штампачи се одликују најширим избором доступних материјала као и могућношћу штампе живих ћелија у стерилном окружењу, што их издваја од осталих адитивних технологија.





Слика 4-5. Процес плотеровања помоћу 3D-BIOPLOTTER®

У погледу израде ортопедских запреминских имплантата, њихова предност је у могућности коришћена термопласта као што су PLLA, PLGA или PCL у сврху регенерације кости. Мешањем керамичких или металних прахова као што су Хидроксиапатит, Титанијум или Трикалцијумфосфат са везивним средством, стварају се пасте. Синтеровањем коначних делова уклања се везивно средство а керамичке честице се спајају.

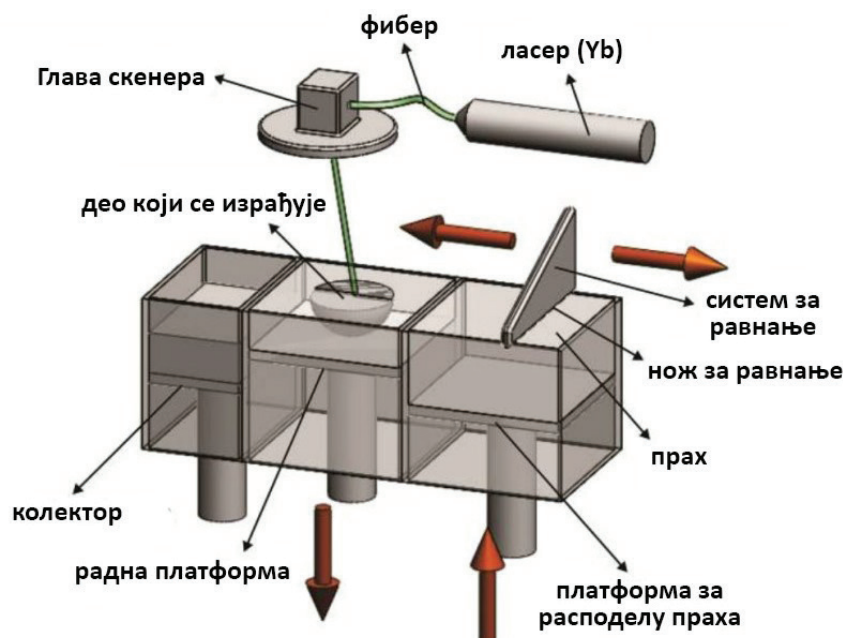
Посебно важан сегмент у изради малих ниско оптерећених коштаних запреминских имплантата (као што су делови кости шаке) чини комбинација материјала (НА и PLLA у односу 50%-50%). При овом поступку важно је обезбедити да величина честица буде мала како се дизна бризгаљке не би запушила.

#### 4.3.7 DMLS

Директно ласерско синтеровање метала омогућава директну израду 3Д модела директно из металног праха топљењем помоћу ласерског снопа. Код SLS технологије, полимерна везива се мешају са металним прахом, па је касније неопходно спалити везива и извршити инфилтрацију бронзом како би се добила пуна густина материјала. За разлику од њих DMLS користи метални прах без везива који се под дејством ласерског снопа велике снаге топи и обликује у жељени облик (Yang, et al., 2010). Квалитет добијеног материјала одговара квалитету стандардом дефинисаних оригиналних метала. Добијени делови су хомогене структуре, без потребе за секундарним синтеровањем и сагоревањем у пећи, чиме се процес израде знатно скраћује. Захваљујући

флексибилности у области материјала, обликовања и контроле параметара процеса, могуће је израђивати и делове од порозних метала (Gu & Shen, 2008).

Слика (4-6) приказује ласерско скенирање горње површине танког слоја праха да би се формирала област ограђена попречним пресецима предмета подељеног на слојеве.



Слика 4-6. Шематски приказ DMLS процеса. (Longhitano, et al., 2015).

Основне предности DMLS процеса огледају се у изради веома сложене геометрије директно из 3Д CAD-STL модела на потпуно аутоматизован начин. Добијени производи имају велику тачност и високу резолуцију детаља. Површине су израђене задовољавајућим квалитетом, а механичке карактеристике израђеног дела су одличне и готово еквивалентне кованим материјалима. DMLS технологијом се израђују јединствене слободне сложене геометријске форме, које би се конвенционалним поступцима могли да израде веома тешко. Ова технологија обезбеђује да се израде делови високе тачности у изузетно кратком временском року, чиме се убрзава процес и смањује време израде. Известан недостатак огледа се у иницијално високој цени машине. Цена материјала је и нижа јер се штеди и до 80% материјала у односу на конвенционалне поступке. Карактеристике машине и њени параметри су од изузетног значаја за сам процес израде.

Основна ограничавајућа карактеристика сваког адитивног процеса јесте могућност примене материјала. У овом случају, материјали који се могу применити дефинисани су од стране произвођача машине EOSINT М 280, односно компаније EOS GmbH.

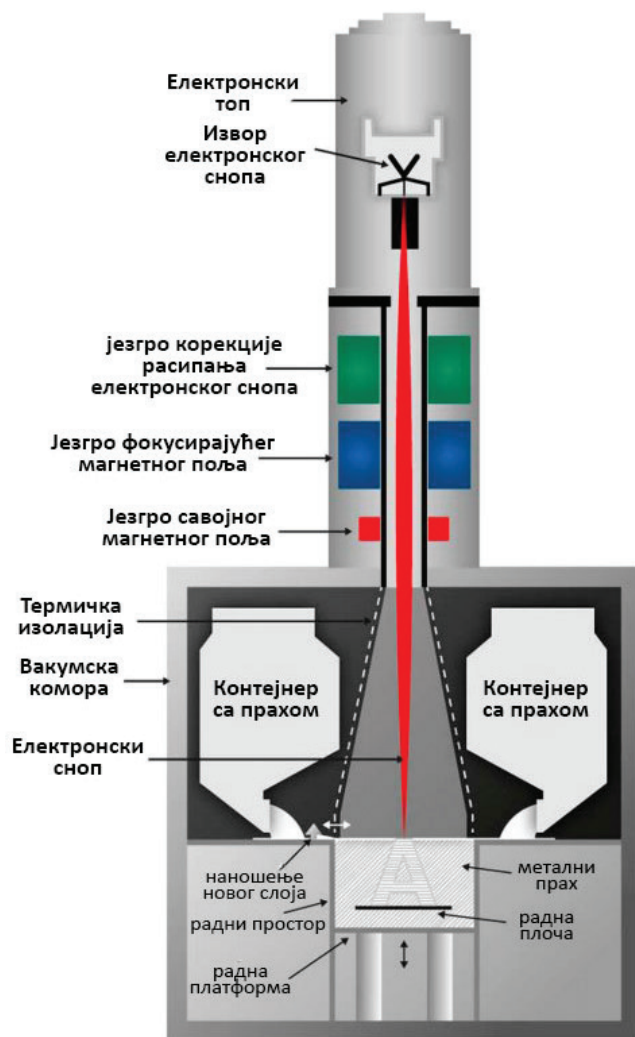
Како би се процес максимално аутоматизовао, а тиме и смањили захтеви за завршном површинском обрадом, уведен је поступак Micro Shot Peening. Овим поступком се утиче на заостали напон у слојевима и модификују механичке карактеристике метала. Поступак је сличан пескарењу, али се више заснива на пластичној деформацији него на абразији.

#### 4.3.8 EBM

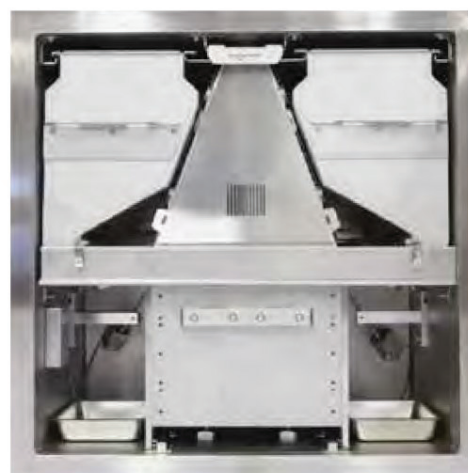
Један од најзначајнијих изазова за све распрострањенију употребу персонализованих имплантата је и њихова израда. Технике масовне производње које се користе за производњу хиљада генеричких имплантата није лако смањити и прилагодити за производњу персонализованих имплантата. Значајни резултати добијени су коришћењем процеса топљења електронским снопом (енг. electron beam melting EBM) за јефтинију производњу биомедицинских имплантата. Процес EBM је адитивна технологија способна да произведе потпуно густе металне делове (почев од) од металног праха. Електронски снап селективно топи један слој у једном тренутку, чиме производи предмете слободне форме који захтевају мало завршне обраде. Тренутно, процес EBM може да произведе челик, титанијум и његове легуре, као и кобалтове супер легуре, а у фази развоја су и нови материјали.

Иако све технологије слободних форми могу да произведу сложене облике персонализованих имплантата, мали број може да произведе компоненте директно из биокompatibilних метала. Процес топљење електронским снопом (EBM) који је развио Arcam ([www.arcam.com](http://www.arcam.com)) је процес израде слободних облика којим се граде потпуно густе метални делови по слојевима. Након уноса 3Д САД модела, процес почиње ширењем танког слоја металног праха преко платформе на којој се део израђује. Дебљина слоја је обично 0,12 mm за титанијумски прах, иако дебљину може да бира корисник. Затим се електронски снап, до 4,8 kW снаге, фокусира на величину тачке пречника од око 0,1 mm, која се налази на површини слоја праха, чиме се топи било који метални прах на који се снап усмери. Отпољена кап коју снап произведе је ширине око 1,2 mm.

Основна конфигурација EBM машине је приказана на слици 4-7 (Sames, et al., 2016), а радна комора илустрована је сликом 4-8.



Слика 4-7. Шематски приказ ЕВМ процеса.



Слика 4-8 - Радна комора ЕВМ машине Arcam Q10plus

Материјали за израду персонализованих имплантата укључују метале, каерамике, полимере и композите. Избор и одлука од ког материјала ће се имплантат израђивати, зависи од биомеханичких особина које имплантат треба да задовољи, односно од радних услова којима ће имплантат бити изложен. Механичке особине се одређују на релативно једноставан начин у односу на биолошке услове. Биокompatibilност као особина коју кандидат материјал мора да задовољи подразумева изложеност материјала живим ткивима (која је између осталог и корозиона средина) и знатно се теже дефинише и одређује. Геометрија кости, изложена динамичком оптерећењу, представља основу за напонско деформациону анализу, односно процену потребних вредности затезне чврстоће кандидата материјала. Материјали имплантата немају способност само-поправке и имају ограничен век трајања. Због тога замор материјала, има изузетно важну улогу у процесу избора материјала. Замор материјала је и важнији параметар од затезне чврстоће при избору металних материјала, али ове две величине нису супротстављене, већ често аутори указују на повезаност ових величина (Ong, et al., 2014).

Може се закључити да кандидат материјал у персонализованом ортопедском имплантату мора задовољити биолошке захтеве, односно да не буде токсичан и да је отпоран на стандардне стерилизационе технике како би био прихваћен од стране организма, односно његових ћелија. Један од главних разлога отказивања рада имплантата је не прихватање од стране организма. Поред тога, материјал мора да има задовољавајућу отпорност на корозију (отпоран на боравак у морској води и са рН вредношћу од 7.4) и механичке особине (тврдоћу, затезну чврстоћу, отпорност на хабање, еластичност и густину) (Frag, 2014). Отпорност на хабање у извесним случајевима (као што је ендопротеза кука) тражи уградњу полимерне међу компоненте између металних делова (UHMWPE) како би се смањио притисак на носеће компоненте и смањило трење. Важна механичке особина је и модул еластичности који је чест разлог отказивања рада компоненти имплантата. Због тога се тежи модулу еластичности коју има кост (14 GPa) што се може постићи порозном структуром материјала какви су Титанијум и Тантал. Релативна густина материјала повезана са запремином материјала даје масу имплантата. На тај начин густина утиче на тежину имплантата, па тај фактор такође треба узети у обзир (нпр. титанијумове легуре су готово двоструко лакше од кобалтових легура).

Поред ових критеријума, материјал мора да буде и **обрадлив**. Ово својство утиче на технологију израде, али утиче и на саму цену материјала. Исти материјал има различита механичка својства, али и различиту цену уколико је настао различитим поступцима..

Изабрани материјал утиче на технологију којом ће се имплантат израдити. С обиром на то да персонализовани имплантати јединствени производи, количина потребних производа (1 комад) утиче снажно на изабрану технологију. Технологије које захтевају алате (ливење или ковање) скупље су од брзих производних технологија. Време израде слободних сложених форми је такође важан параметар, па адитивне технологије имају приличну предност у односу на субстркативне процесе. Због тога ће адитивни процеси (технологије, машине и њихови материјали) посебно бити разматрани при изради система за налізу технологичности персонализованог имплантата.



## 5. ПОТРЕБЕ ЗА АНАЛИЗОМ ТЕХОЛОГИЧНОСТИ ПЕРСОНАЛИЗОВАНИХ ИМПЛАНТАТА

Одговорност за израду извесног производа носе сви релевантни учесници у фазама животног циклуса производа. Сваки појединац, својим знањем, компетенцијама и искуством доприноси квалитету производа, сходно захтевима купаца или тржишта. Захтеви купаца јесу примарна ствар на коју један производ треба да одговори. На тај начин се филозофија пословних процеса и самих токова унутар пословног система мењају. Највећу одговорност за такве процесе и њихове исходе имају људи који управљају и руководе пословним процесима. Њима су потребни подаци и информације, обликоване конкретним чињеницама у знање. Сакупљање информација могуће је извршити на различите начине, али релевантност и важност тих информација за сам пословни процес свакако представља изазов. Правовремена доступност информација и знања је изузетно важан процес, коме велику подршку пружају информациони системи. Улога информационих система је не само да обезбеди унутрашњу комуникацију између чланова тима, већ и да обезбеди квалитетну подршку процесима доношења одлука, али и да комуникацијом са корисницима, одговори њиховим потребама и захтевима.

Примена програмских система за управљање животним циклусом производа и концепта дигиталне фабрике, односно дигиталне производње, олакшава пренос информација, што поспешује скраћивање времена развоја новог производа. Дигитално инжењерство убрзава циклус развоја производа, од пројектовања до његове употребе. Применом инжењерских информација у дигиталном облику може се извршити анализа и оцена производа, његових функција као и услова за производњу. При томе, полазне параметре чине циљни трошкови, очекивана продаја, могуће цене, као и неопходни ресурси за планирани производ. У случају персонализованих производа, овим параметрима треба додати и ограниченост серије, време израде и дистрибуције, век трајања, као и специфичне захтеве конструкције самог производа. На овај начин се у најранијој фази планирања производње дефинишу планирани трошкови. Фазе које следе су пројектовање производа, укључујући разне инжењерске анализе карактеристика будућег производа, а затим дефинисање технолошког процеса и планирање процеса непосредне производње (Милошевић, 2012).

Захваљујући снажном развоју информационих технологија и Интернета, мултидисциплинарни тимови могу да функционишу на различитом локацијама, обављајући при том квалитетно радне задатке. Како би бројни и разноврсни задаци били успешно координирани, развијени су посебни системи за праћење, извештавање и управљање пословним процесима. Са друге стране, велике количине информација које пролазе кроз систем, треба да буду од користи и да допринесу бољем одлучивању. У том погледу, извесне технике обраде података и њихове репрезентације помажу доносиоцима одлука. Овакав концепт заправо захтева постајње виртуелног предузећа у коме су пословне активности засноване на информационом систему. Колаборацијом свих учесника у процесу, укључујући и самог купца или тржите купца, обезбеђује се основа за интегрисани развој производа. У том смислу дигитална фабрика, која представља интеграцију виртуелне и реалне фабрике, добија на значају.

Дигитална фабрика је универзални појам за целокупну мрежу дигиталних модела, метода и алата, укључујући и симулацију и 3Д визуелизацију, интегрисаних са континуалним системом за управљање подацима (Schleipen, et al., 2010). Унутар виртуелне фабрике се моделирају производи, процеси и ресурси на бази реалних података. Планирани производи као и процеси њихове израде се интензивно верификују и унапређују коришћењем виртуелних модела све док се у потпуности не развију (Manić, et al., 2010). Када се отклоне све потенцијалне грешке тада се модели примењују у реалној фабрици.

Доносиоци одлука у оваквим системима траже адекватну подршку стручњака, експерата. Како експерти нису увек доступни, или чак не припадају њиховом тиму, потребно је развити систем за подршку процесима доношења заснован на знању и искуству експерата. Системи за подршку одлучивању, у таквим случајевима се могу ослонити на рачунаре и софтверске програме, а методе вештачке интелигенције могу бити веома корисни алати у процесима доношења одлука. Њихова разноврсност обезбеђује да се готово за сваки проблем може препознати и применити одговарајућа метода.

Сложеност пословних процеса и њихова специфичност, утиче да системи за подршку одлучивању, као и сами информациони системи морају да се прилагођавају пословним активностима. Степен прилагођавања, праћен је могућностима надоградње ових система како би унутар пословних процеса извршавали специфичне задатке. Ови задаци и активности захтевају посебне алате који, повезивањем на информациони систем, пружају потребну подршку процесима одлучивања.



Током пројектовања и производње персонализованог ортопедског имплантата, постоје бројне активности које се одвијају на клиници и у производном погону. Токови ових активности могу се сагледати информационим системом за праћење и управљање токовима рада (енгл. Workflow Management System – WfMS<sup>12</sup>). Токови активности набавке ортопедског материјала, пројектовање персонализованог имплантата, израда имплантата, његова стерилизација и уградња, снажно утичу једни на друге.

У основи, анализа технологичности даје одговор на питање да ли је (и у ком степену) пројектовани производ могуће израдити. Да би се дошло до одговора на ова питања, неопходно је извршити разноврсне анализе које обухватају бројна ограничења. Неретко, питања која се јављају обухватају различита научна поља, те је потребно ангажовати експерте различитих области. Искуство показује да се највеће уштеде у развоју производа остварују у раним фазама. Због тога је важно да мултидисциплинарни тим стручњака у најранијим фазама успешно сагледа комплетан производ и виртуелно представи његов модел. Над тим моделом се могу извршити бројна испитивања и симулације, а укључивањем посебних алата може се обезбедити подршка за доносиоце одлука. Такви алати су, између осталих метода вештачке интелигенције, и системи засновани на знању, познати и под називом експертни системи.

Експертни системи репрезентују сакупљено знање у одређеној форми. Начин репрезентовања знања зависи највише од проблема и искуства инжењера. Продукциони системи засновани на правилима јесу често примењивани експертни системи. Разлог томе лежи у једноставној узрочно последиčnoј конструкцији (Ако – Онда) која одговара резонувању људи.

Како пројектовани персонализовани имплантат треба да се изради и угради у пацијента, основна два питања која се намећу су врста материјала имплантата и којим поступком израдити жељени имплантат. Захтеви који се намећу у процесу доношења ове одлуке указују да материјал имплантата треба бити погодан за уградњу у људско тело. Дакле да имплантат буде биокомпатибилан, нетоксичан, отпоран на корозију и на технике стерилизације. Поред тога, материјал мора да има и задовољавајуће механичке карактеристике. Избор оптималног материјала, не значи да ће материјал бити аутоматски и набављен. Информациони систем прима ову информацију, али да би реаговао чека одобрење, односно команду. Изабрани материјал сада пролази кроз нову анализу, анализу могуће израде.

---

<sup>12</sup> У новије време се појавио нови термин, системи за управљање пословним процесима (енгл. Business Process Management Systems), који полако потискује термин Workflow Management Systems.

Како су персонализовани коштани имплантати сложене слободне форме, то је и израда ових модела сложена активност. Стандардне технологије израде не задовољавају многе критеријуме које захтевају персонализовани имплантати. Како је реч о јединственом производу, јасно је да је количина имплантата елиминациона за све технологије које захтевају израду алата (осим ако то није посебним условима наглашено, као што је случај са израдом имплантата у операционој сали).

У овој фази имплантат се проверава са аспекта израдљивости геометрије, као и прилагођености самој кости. Такође, квалитет храпавости површина и сама тачност су важни атрибути у поређењу технолошких поступака. Али су време израде и цена свакако најважнији фактори у доношењу одлуке. Са друге стране питање цене оваквог производа је јако дискутабилно, посебно у условима када се одлучује о животу или квалитету живота.

## 5.1 Анализа субстрактивних и адитивних процеса

Широко посматрано, не улазећи у посебне технологије процеса обраде, довољно је размотрити питање: Да ли се одредити за субстрактивне или адитивне процесе израде персонализованих имплантата? Одговор на ово питање, захтева бројна разматрања.

Основна разлика ових процеса је у томе што субстрактивни процеси врше обраду материјала одређеног облика (из припремка), док адитивне технологије наносе материја у слојевима и почињу „од нуле“.

Са аспекта сложености геометрије, највећи проблем је ограничено време за израду имплантата. За делове сложене геометрије, какви су персонализовани имплантати, адитивне технологије су супериорније од субстрактивних. Оне готово да немају геометријска ограничења и једнако израђују унутрашње контуре као и спољашње. Искусни оператер CNC машине може изградити сложен део, али време производње и трошкови имају далеко мању ефикасност у односу на делове израђене адитивним технологијама.

Важан параметар у поређењу процеса јесте и количина производа који се израђује. Како је персонализовани имплантат јединствен производ, јасно је да је потреба количина производа 1 комад (осим за потребе израде модела, анализе и планирања операције, али је чињеница да ће пацијенту бити потребан само један имплантат). Адитивне технологије директно из CAD фајла започињу производњу, без потребе за посебним подешавањима или другим захтевима. У случају CNC-РP машина, неопходно је уложити доста напора да би се израдио један производ. Програмирање путање алата CNC-РP машина захтева

велики утрошак времена и вештина, посебно у поређењу са готово комплетно аутоматизованим процесима штампе 3Д објеката.

У многим случајевима коначна одлука о производњи зависи од цене. У случају процене овог параметра, морају се сагледати и остали параметри који утичу на цену – време израде, материјали, трошкови рада, енергије, затим индиректни трошкови, итд. Адитивне технологије су боља решења за персонализоване имплантате због количине, сложене геометрије, високе прецизности и могућности израде захтевних детаља. Субтрактивни процеси се могу узети у разматрање у случајевима већих делова једноставније геометрије.

Последњих година адитивне технологије веома успешно користе све врсте материјала који се могу растопити или наносити из праха. Технике синтеровања и ласерско-електронских снопова обезбеђују и обраду порозних материјала, а добијени делови (зависно од поступка) могу да не захтевају термичку или завршну обраду. Извесни поступци могу да изврше мешање материјала па ни превлачење заштитним слојевима као што је НА није потребно. Једино место где субтрактивне технологије имају предност над адитивним јесте у погледу примене аутографтова и алогографтова. Заправо комплентан материјал који се хируршким путем уграђује у пацијента калемљењем костију (пацијента, донора или животиње), захтева обраду CNC-RP технологијом. Разлог томе је већ формиран материјал, који треба третирати и прилагодити пацијенту, тако да, у овом случају, примена адитивних поступака, због материјала, није могућа.

Наведена разматрања на питање одређивања између субтрактивног или адитивног процеса, јасно показују важност потребе за анализом технологиčnosti персонализованог имплантата. Како се ова активност не одвија ван пословних токова компаније, важно је да њени улазни и излазни параметри буду видљиви доносиоцима одлука. Да би се то остварило, анализа технологиčnosti подржана вештачком интелигенцијом треба да буде део система за подршку одлучивању.

## 5.2 Информациони системи

Под информационим системом се подразумева сваки организовани систем за прикупљање, организацију, складиштење и размену информација<sup>13</sup>, а у ширем смислу и размену знања и дигиталних производа. Дуго су информациони системи посматрани као

---

<sup>13</sup> Информација је реч латинског порекла (in formare) и изворно је значила стављање у одређену форму, односно, давање облика нечему. Информација је скуп података у неком контексту и као таква представља примљену и схваћену поруку. Њу никако не треба поистовећивати са знањем. Стицање знања укључује комплексне когнитивне процес<sup>а</sup>

прилагођене и скупе апликације које раде са базама података. Убрзаним развојем софтверске индустрије, а затим и информатичком револуцијом, дошло је до нових захтева према информационим сервисима, првенствено у областима електронског пословања, производње, образовања, али и многим другим.

Данашње пословно окружење незамисливо је без употребе савремених информационих система за спровођење и управљање пословним активностима. Ови системи веома често обезбеђују и интеракцију са купцима (као и са сарадницима) путем Интернет мреже. Многе велике компаније су у потпуности изграђене и темеље свој рад на информационим системима (Amazon, Google, eBay). Приметно је да су информациони системи у државним управама уведени са намером да грађанима олакшају процедуре (у јавној управи, здравству) али и да остваре уштеде. Путем информационих система дистрибуирају се дигитални производи попут електронских часописа, књига, каталога, видео записа, као и on-line сервиси попут социјалних мрежа или видео игара. Информациони системи нове генерације мораће да обезбеде осетљиву интеракцију између великог броја разноврсних, независних извора података који долазе са различитих платформи. Метаподаци већ сада имају кључну улогу у описивању садржаја таквих извора података и помагању да се они интегришу. Главни изазов у изградњи кооперативног информационог система је у развијању технологије које дозвољавају константно унапређење и еволуцију тренутних масовних улагања у информационе ресурсе и системе. Такве технологије морају да понуде одговарајућу инфраструктуру која подржава не само развој већ и еволуцију софтвера.

Сваки пословни процес подразумева бројне динамичке активности, почев од улазних добара, преко процеса трансформације (како би нпр. улазном материјалу повећали вредност), до добијања излазног производа који треба да задовољи захтеве тржишта или индивидуалног купца. Дуго времена су пословни процеси минимализовали могућности информационих система унутар компаније, водећи се правилом „прво организуј, онда компјутеризуј“. На тај начин су рачунарски системи били једноставан и користан алат, али без унапређења процеса управљања. С обзиром на то да унутар компаније, на једном процесу, не ради појединац већ тим људи који располаже ограничавајућим ресурсима, компаније су сличне ресурсе груписале у специјализоване функционалне јединице. За потребе координације оваквих јединца (чији број може бити велики), неопходно је успоставити снажан информациони систем који ће својим моделом описати структуру пословног процеса. Информациони системи најчешће пружају подршку процесима комуникације унутар самих тимова, али и у оквиру свих учесника у

процесу. Са друге стране, зависно од њихове намене и архитектуре, могу да прате и извештавају о тренутном стању или да сагледавају токове рада (енгл. workflow) процеса.

### 5.3. Системи за управљање токовима рада – WfMS

Workflow (ток рада) се може дефинисати као специјалан начин представљања процеса, који је тако направљен да се активности, апликације и учесници процеса могу контролисати од стране информационог система. Такав информациони систем назива се систем за управљање токовима рада. Систем за управљање токовима рада WfMC14 (Workflow Management Coalition) је дефинисала на следећи начин (Coalition, 1999) „То је систем који дефинише, креира и рукује извршењем токова рада уз помоћ софтвера, који ради на једној или више WF машина и који је у стању да интерпретира дефиницију процеса, комуницира са учесницима у процесу и по потреби позива друге ИТ апликације и алате“ (Mišić, 2010).

Данас постоји велики број различитих подела токова рада, али се на основу вредности коју системи доносе компанији, као и на основу степена аутоматизације могу поделити на четири основна типа: колаборативни, ад-хок, административни и производни токови рада. Производни токови рада својом итерацијом имплементирају основне процесе компаније, при чему компанија добија предност у односу на своје конкуренте, уз приметно увећање своје вредности. Основни циљ производних токова рада (и одговарајућих система за њиховим управљањем) је да се, аутоматизацијом што већег броја активности, управља сличним задацима како би се повећала продуктивност. Иако аутоматизација жели да смањи што је више могуће ангажовање човека, у реалним производним окружењима, потпуно искључивање појединаца није могуће. На крају, увек постоје активности које се извршавају аутоматски и активности које мора да изврши човек.

Тежња компанија да оствари ближи однос са крајњим корисником, треба да резултира развијању модела персонализованог приступа купцу. Персонализација индустријских производа и услуга је у домену маркетинга, али без интеракције са производњом не би се остварио жељени ефекат дефинисан потребама купца. У поређењу са персонализацијом у индустрији, персонализација у медицини је тек недавно почела да добија на значају, сагледавајући специфичне потребе пацијенета из различитих углова. Увођење персонализоване медицине у праксу довело је до различитих проблема, које не

---

<sup>14</sup> WfMC је глобална организација програмера, консултаната, аналитичара, као и универзитетских и истраживачких група која се бави токовима рада у управљању пословним процесима (енгл. Business Process Management).

треба посматрати само са медицинске тачке гледишта, већ и са техничког али и правног аспекта. Како би израдили адекватан персонализовани ортопедски имплантат, који ће хируршким путем бити уграђен пацијенту, неопходна је блиска сарадња између ортопедског хирурга и машинског инжењера, као и сарадња њихових институција. Ова сарадња може се остварити интеграцијом информационих система ортопедске клинике и производне компаније помоћу Workflow Management System-а (WfMS).

У савременим условима производња сложених производа се реализује у већем броју предузећа на принципима дистрибуиране производње. Појединачна предузећа су специјализована за парцијалне технолошке процесе. Сложени производи, који се састоје из великог броја делова, компоненти и модула, склапају се у функционалну целину у једном предузећу, али се не морају производити на истом месту (Милошевић, 2012). Због тога је потребна побољшана координација између тимова који сарађују са различитих места на истом пројекту.

Системи за управљање токовима рада су првобитно замишљени као софтверски пакети за колаборацију људи и процеса, али и као системи за праћење дефинисаних низова задатака у једној пословној активности компаније. Њихова првенствена намена пројектована је на процесе унутар једне компаније на једној локацији. Савремени начин пословања утицао је на флексибилност компанија и проналажења бољих организационих решења, међу којима су и рад на различитим локацијама и преношење овлашћења и одговорности специјализованим компанијама да обављају одређене послове.

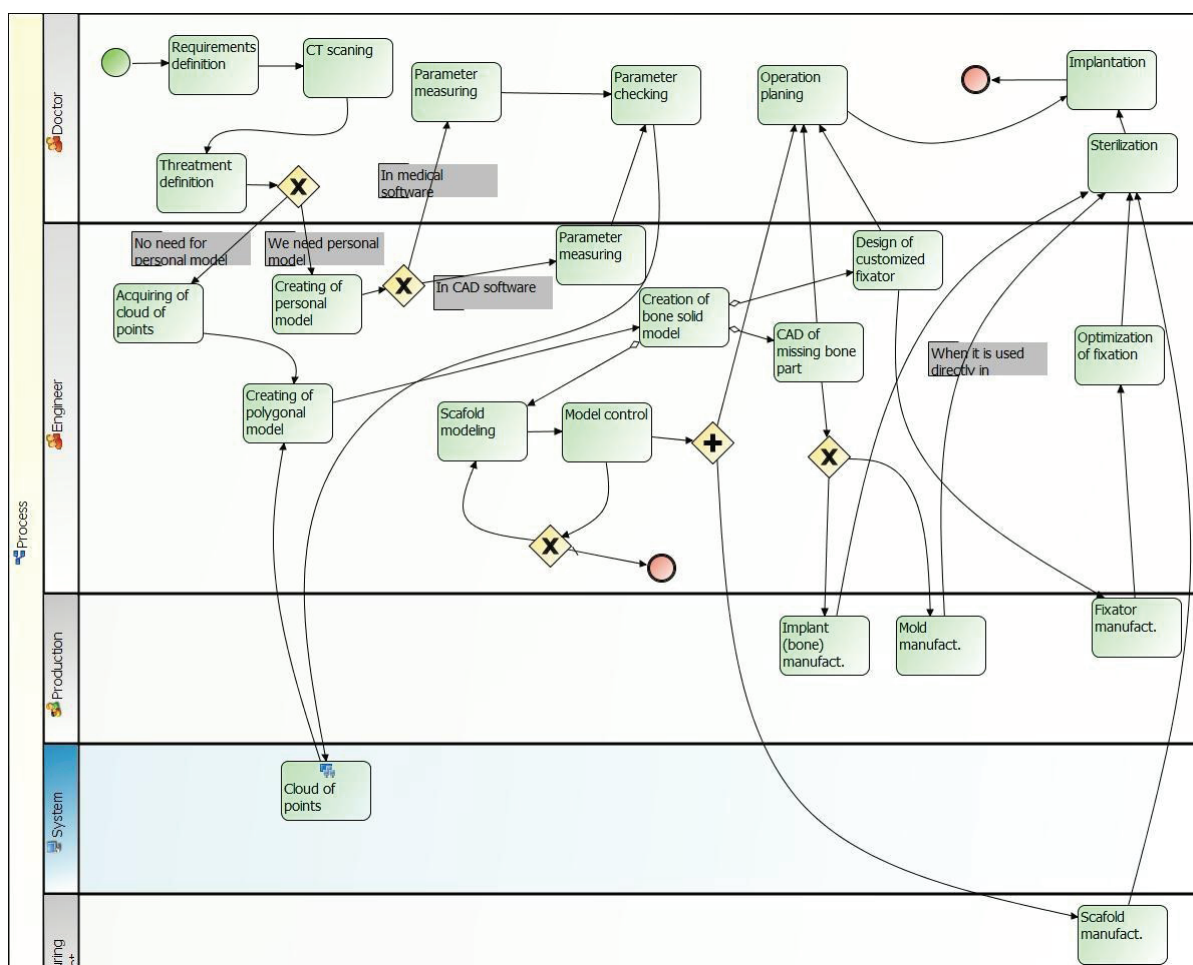
Глобално дистрибуирана производња, уз развој информационих и комуникационих технологија, погодовали су формирању бројних виртуелних предузећа и развоју виртуелних фабрика. Ефикасно коришћење најновијих технологија, како информационо - комуникационих тако и технологија из домена пословања компаније, могуће је једино у флексибилном и колаборативном радном окружењу. Технолошку основу ове парадигме представља сервисно оријентисана архитектура (SOA) и Web 2.0. Ова платформа омогућава предузећима усклађивање пословних и технолошких функција и чини предузеће отвореним за колаборацију са целокупним пословним окружењем (Милошевић, 2012).

Један такав систем за управљање токовима рада WfMS – MD управо обезбеђује интеграцију пројектних активности између различитих институција. У раду (Мишић, et al., 2015) приказана је имплементација поменутог система у процесима креирања остеофиксационог материјала за потребе израде персонализованог ортопедског имплантата. Дијаграм пословних активности приказан је на слици 5-1.



Улога овог система је да управља свеобихватним процесом који се одвија у две различите организације, у ортопедској клиници и у производној компанији. Процес започиње у ортопедској клиници постављањем дијагнозе (помоћу СТ скенера), а затим се наставља у компанији која пројектује и производи персонализовани имплантат. Током пројектовања, одвија се комуникација између доктора и инжењера са циљем добијања што квалитетнијег имплантата, чиме процес добија на флексибилности. Ова комуникација треба да обезбеди да персонализовани имплантат, када дође на финалну проверу код хирурга, може да буде уграђен минимално инвазивним поступком. Када хирург одобри имплантат и он буде стерилизован, одвија се фаза планирања операције и сама хируршка интервенција.

Основно унапређење остварено WfMS – MD системом је та што процесе који се одвијају на клиници и у производњи не посматра одвојено. Уместо тога, они се посматрају као целина, којом се управља помоћу рачунарског система, интегришући на тај начин делове посла који се одвијају на различитим местима.



Слика 5-1. Дијаграм пословних процеса при изради персонализованог имплантата.



Једна од значајних активности приказаног процеса јесте и анализа технологичности персонализованог имплантата. Улазни подаци о пацијенту су већ део информационог система, коме корисник приступа кроз веб-апликацију. Веб-апликација по захтеву корисника позива модул за избор материјала имплантата, а касније и модул за избор оптималног технолошког поступка. Вођењем кроз питања, корисник дефинише критеријуме претраге на основу којих систем предлаже решења. Добијени подаци се у форми извештаја достављају кориснику и постају део података ускладиштених у сам информациони систем, чиме се обезбеђује њихова даља манипулација.

Информациони систем даље може да разматра постоперативни опоравак пацијента. У ширем контексту, овакав систем може да прати и бележи реакције пацијента, било да је реч о субјективном осећају или о измереним параметрима. Добијени подаци обликовани помоћу одређених статистичких метода могу указати на индикаторе које треба даље истраживати и проучавати.

#### **5.4 Место и улога система за подршку одлучивању у информационим системима**

Информација се сматра најважнијим елементом за успешан процес доношења одлука у савременим компанијама<sup>15</sup>. Како би информација на адекватан начин била доступна и употребљива особама које доносе одлуке, развијени су информациони системи. Један од важних задатака информационих система је помоћ доносиоцима одлука обезбеђивањем тачне и правовремене информације како би донели исправне одлуке. Сви информациони системи подржавају (индиректно) процесе доношења одлука, али су системи за подршку одлучивању (енгл. Decision Support Systems – DSS) креирани у ту сврху.

Систем за подршку одлучивању је информациони систем који подржава процесе доношења одлука који укључује системе засноване на знању. Добро пројектован систем подршке одлучивању је интерактиван систем заснован на софтверу који је направљен како би помогао доносиоцима одлука да саставе информације из комбинације сирових података, докумената и личног знања, или пословног модела како би идентификовали и решили проблеме и донели одлуке (Alkhaffaf, 2012).

---

<sup>15</sup> Треба напоменути да информације нису знање, и да често можемо бити затрпани информацијама, а да их не можемо ваљано употребити.

Анализа технологичности спада у један веома важан сегмент рада информационог система виртуелног предузећа за израду персонализованих имплантата јер претходи фазама детаљног пројектовања и конструисања. Смернице и савети, као и завршна подешавања од велике су важности за дефинисање коначног модела производа. Систем за анализу технолоичности добија одређене податке који постоје унутар информационог система. Добијене резултате анализе технологичности достављају се информационом систему у жељеном облику, како би доносиоци одлука могли квалитетно и сигуно да одлучују.

#### **5.4.1 Аутоматизација подршке одлучивању**

Почетак рачунарске подршке процесу одлучивања зависи од проблема који се решава, односно од степена структурираности проблема, који може бити у распону од структурираних до неструктурираних проблема (Turban, et al., 2010).

1. Структурирани проблеми имају структуриране све фазе решавања, процедуре налажења најбољег решења су познате, а циљеви јасно дефинисани. То су рутински, репетитивни проблеми, за које постоје стандардни методи решавања.
2. Неструктурирани проблеми су сложени, недовољно јасно дефинисани проблеми, за које не постоје унапред познати методи њиховог решавања. Немају структуриране фазе, а за решавање оваквих проблема се користе искуство и интуиција доносиоца одлуке.
3. Делимично структурирани проблеми имају структуриране неке фазе или њихове делове. За решавање структурираних делова проблема одлучивања користе се стандардне процедуре решавања, док се за неструктуриране користе искуство, људско расуђивање и интуиција.

Систем за подршку одлучивању је систем заснован на моделима или знању, чија је намена подршка доносиоцу одлука током процеса одлучивања у делимично структурираним и неструктурираним ситуацијама (Mišković, 2013). Савремено пословно окружење је сувише сложено и променљиво, тако да класичан приступ доношењу одлука није довољан. Да би се задовољили критеријуми квалитета и брзине доношења одлука, неопходна је рачунарска подршка чиме се систем аутоматизује.

## 5.4.2 Карактеристике система за подршку одлучивању

Системи за подршку одлучивању (DSS) имају бројне карактеристике, од којих су најзначајније:

- DSS обезбеђују подршку доносиоцу одлуке углавном у полу структурисаним и неструктурисаним ситуацијама повезивањем људске логике и компјутеризованих информација.
- DSS покушава да побољша ефикасност одлучивања (тачност, прецизност, правовременост, квалитет) уместо ефективности (трошкови доношења одлука).
- DSS једнако обезбеђују подршку појединцима као и групама. Многи организациони проблеми захтевају групни приступ доношењу одлука.
- Напредни DSS су опремељени знањем, које обезбеђује ефикасност и ефективност решења сложених проблема.
- DSS може манипулисати великом количином података, али успешно решава проблеме који располажу малом количином података.
- DSS може да се развија коришћењем модуларног приступа. Овим приступом, одвојене функције DSS смештене су у одвојене модуле (програме) који омогућују ефикасно тестирање и имплементацију система. Приступ такође омогућава да се разноврсни модули користе са вишеструком наменом (у различитим системима).
- DSS подржава графичке презентације. Многобројни софтверски пакети могу да интерпретирају одређена решења графиконима, линијама, процентуалним уделом помоћу делова круга, итд. Графичка оријентисаност може допринети бољем разумевању.
- За мање проблеме, DSS може да препозна оптимално решење. За сложеније проблеме, користи се хеуристика. Хеуристичком, софтвер може одредити веома добро, али не нужно и најбоље решење. Хеуристички приступ обезбеђује доносиоцу одлуке велику флексибилност у добијању подршке рачунара у активностима доношења одлуке.
- DSS може обављати „шта – ако“ анализе, као и анализе „претраге циља"<sup>16</sup>. "Шта - ако" анализа се заснива на стварању хипотетичких промена података проблема, како би се у таквој ситуацији посматрао утицај на исход – резултат. Помоћу "шта - ако" анализа, доносилац одлука може осмислити могући сценарио и да изменом података добије увид у резултате. На тај начин може предвиђати или процењивати извесне могућности, односно крајње исходе извесних ситуација. Као и све претходне карактеристике, и ова зависи од адекватног модела знања и правилно развијене базе знања.

---

<sup>16</sup> Способност да се од излазних вредности добије (срачуна) улазна вредност, односно да се извесним приступом „уназад“ добије тражено решење.

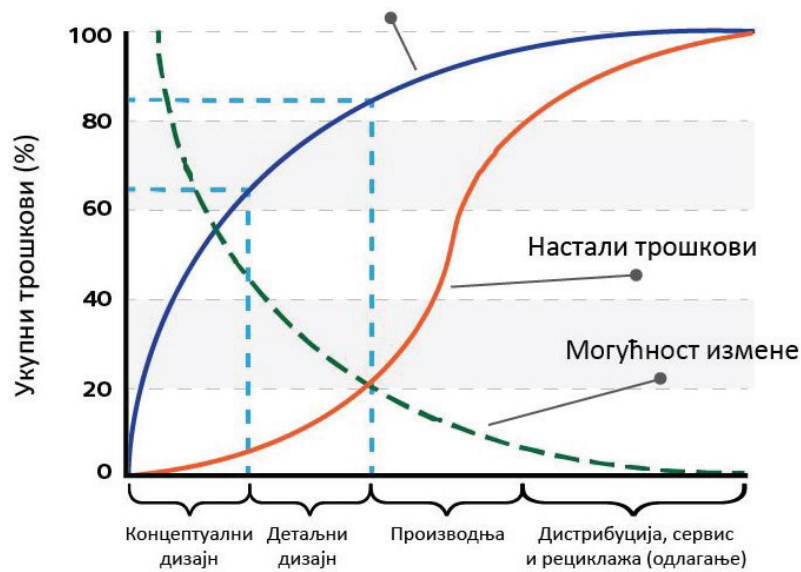
## 6. АНАЛИЗА ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ

Са становишта теорије развоја производа (Милтеновић, 2003) приметни су бројни, различити фактори који утичу на савремене процесе развоја и пројектовања производа. Бројне технологије, иновације и инвенције доживеле су своју популарност и подстакле даља истраживања, када је трансфером знања и технологија из области уско специјализованих индустрија, учињено да бројни „паметни“ производи постану доступни широким слојевима. У таквим околностима, долази до наглог пораста захтева тржишта, уз видну потребу персонализације извесних производа. Персонализација у производњи захтева да се у што краћем временском периоду развије и изради производ који ће квалитетом, роком трајања одговорити бројним захтевима, међу којима су време израде и цена изузетно важни параметри. Произвођачи персонализованих производа теже да индивидуалном производњом остваре ефективност какав се постиже серијском или масовном производњом. Продуктивност технологије праћена употребом вештачке интелигенције у интегрисаним САЕ (енгл. Computer Aided Engineering) системима расте далеко брже од продуктивности конструисања. При том, највећи утицај на структуру трошкова има пројектно-конструкцијско решење производа, тако да анализа технологичности има велики допринос успешном развоју производа.

### 6.1 Технологичност производа

Технологичност производа као мера погодности за производњу је врло широк појам и тешко ју је једнострано дефинисати, јер зависи од многих утицајних елемената, међу којима су и услови у којима ће процес бити вођен. Оно што је технологично за један производни систем (као и за сам производ), за други (врло вероватно) није.

Чињеница је, да је у фази пројектовања и конструисања могуће остварити најефикаснији утицај на израду производа уз најмање трошкове прилагођавања (сл 6-1). При том треба указати на чињеницу да ће утицај технолога на израду производа бити знатно делотворнији уколико се започне с поступком планирања процеса паралелно с развојем и обликовањем производа. Тада долази до стапања појединих фаза спровођења технолошке анализе у јединствену фазу.



Слика 6-1. Могућности и трошкови измена током развоја и производње.

Код оцењивања технологичности производа не постоји апсолутна мера. Технологичност је релативан појам и не можемо је исказати једнозначном нумеричком величином. Могуће је спровести квантификацију на основу појединих критеријума, који се базирају на процени појединих техничких елемената израде производа за које се може рећи да од њих зависи прикладност за производњу.

## 6.2 Анализа технологичности производа

Анализа технологичности производа, у основи, има за циљ упознавање производних карактеристика производа и нивоа проблема који се могу јавити при његовој производњи. Добијена сазнања при овај анализи даље се могу користити као:

- Полазне основе при процењивању могућег утицај на израду производа, како би се на тај начин смањио ниво проблема при његовој производњи;
- Полазиште код планирања процеса.

У типичном САД окружењу, пројектант ствара модел производа и користи софтвер за анализу како би испитао различите аспекте функционалности предложене конструкције. Ако се основни ток процеса пројектовања и конструисања прошири системом за анализу технологичности, омогућује се помоћ у пројектовању производа који не само да испуњава захтеве функционалности већ га је и лако произвести (Gupta & Nau, 1995).

Анализом технологичности се генеришу алтернативне интерпретације дела као скупова производних техничких елемената, како би се такве интерпретације увеле у планове операција, где се оцењује технологичност сваког плана (Gupta & Nau, 1995).

Слика 6-2 приказује ток утврђивања технологичности конструкције анализирајући CAD модел из угла производних могућности. Провером доступности свих делова (припремка/обрадка) и остварљивости макар једног оперативног плана технолошког поступка, долази се до провере изводљивости технолошког поступка да би се добио одговарајући израдак (жељене геометрије и толеранција). У последњем кораку проверава се да ли планирани технолошки поступак испуњава предвиђено време и трошкове обраде. Свако незадовољавање ових критеријума захтева модификацију до испуњења услова и коначног прихватања (одобравања) конструкције.



Слика 6-2. *Анализа технологичности.*

Анализа технологичности не представља универзални приступ и не може се представити универзалним алгоритмом, дијаграмом тока или шемом. У зависности од врсте обраде, јавиће се и специфичности (разлике) модула и приступа у анализи технологичности. Велики број система за процену технологичности развијен је за делове који се добијају субтрактивним процесима (скидањем материјала).

Постоје и системи који процењују технологичност адитивних процеса (додавањем материјала) и формативних процеса (очвршћавањем материјала). Сложеност геометријских облика слободне форме, специфичност материјала и могућности производних процеса указују да је неке модела производа могуће израдити искључиво комбинановњем одређених технологија ова три (основана) процеса. Такви модели производа, са аспекта процене технолгичности, морају се разматрати посебном методологијом. Једна таква методологија за анализу технологичности комбиновањем адитивног и субтрактивног процеса приказана је у раду (Kerbrat, et al., 2010). Она процењује сложеност израде за оба процеса у погледу њихових производних ограничења (услед комплексности геометрије модела или немогућности процеса да одговори захтевима конструкције). Сагледавањем 3Д модела, обрадљивости изабраног материјала, или карактеристика обраде (нпр. главно време стругања, односно минимална

дебљина нанетог слоја) дефинише се индекс производљивости којим се лако процењује укупна технолоичност директно из CAD модела. Овај приступ омогућава прецизан приказ делова који се морају побољшати да би се смањиле производне потешкоће.

### 6.3. Подела система за анализу технолоичности <sup>17</sup>

Постоје три примарне карактеристике које разликују технолошке поступке и процесе једне од других. Сагледавајући те одлике, подела система за аутоматизовану анализу технолоичности може се извршити према (Gupta, et al., 1997):

- Приступу у разматрању технолоичности које ови системи користе;
- Мерама којима се служе приликом утврђивања степена технолоичности; и
- Нивоа аутоматизације који постижу приликом разматрања технолоичности.

**Приступ.** За анализу технолоичности конструкције, постојећи приступи се могу грубо класификовати на:

- Директни приступ који је заснован на правилима и проверама; и
- Индиректни приступ заснован на генерисању планираног технолошког поступка, а затим на модификацији делова поступака у циљу редукције трошкова.

**Мерама технолоичности** се утврђује степен технолоичности. Постоји више различитих начина описивања, вредновања и изражавања технолоичности, али се генерално оне могу класификовати на:

- Бинарно оцењивање. ( 0 или 1 / иде или не иде / израдљив или неизрадљив / ...);
- Квалитативно оцењивање којим се описно оцењује технолоичност виртуелног прототипа (слабо, добро, одлично – израдљиво, и сл.);
- Абстрактно-квантитативно оцењивање. изражава степен технолоичности додељивањем нумеричких вредности на абстрактној скали (нпр. додељивање индекса технолоичности у опсегу вредности од 0 до 1 и њихово комбиновање у коначну оцену такозваном фази логиком);
- Време и трошкови. као мера технолоичности ослања се на праћење два најзначајнија параметра технолошког процеса. Они се лако комбинују у збирну оцену технолоичности, али не могу директно помоћи конструктору у процени да ли је постигао задовољавајући степен технолоичности производа (Gupta, et al., 1997).

---

<sup>17</sup> Снажан допринос ситематском приступу аутоматизованој анализи технолоичности дали су Gupta и др. У овом делу коришћена је литература (Gupta & Nau, 1995), (Gupta, et al., 1997), (Стојковић, 2002).



**Ниво аутоматизације.** Ова карактеристика исказује начин на који конструктор узајамано делује са системом (за процену технолоичности), и који тип повратних информација се прослеђује према конструктору (Стојковић, 2002).

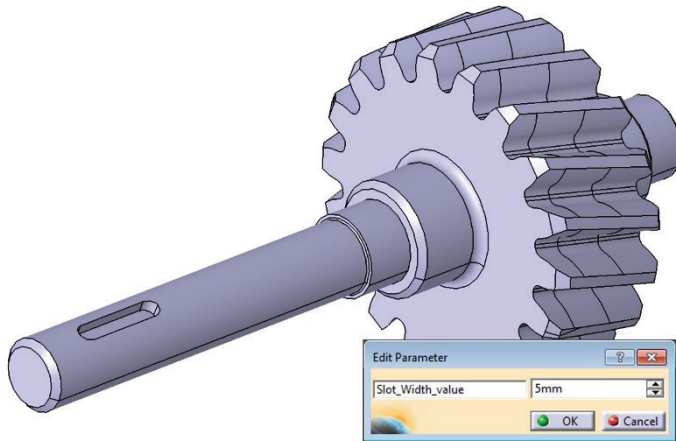
У зависности од тренутка у ком се врши анализа технолоичности елемената производа, могу се дефинисати два начина анализе (Мишић, 1998):

- анализа у току самог процеса пројектовања: on-line; и
- анализа после завршеног процеса пројектовања: off-line.

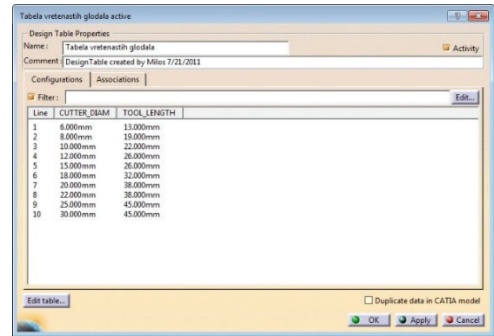
Анализа у току самог процеса конструисања (on-line) дефинисана је начином функционисања самог софтвера који се користи за пројектовање производа. Предуслов овој анализи је параметраско пројектовање производа засновано на техничким елементима (Манић, et al., 2010). Пројектовањем производа помоћу техничких елемената (са потребним особинама и атрибутима) и објектно оријентисаном базом података о производу (у САД пакету) може се применити on-line анализа.

Један од могућих начина је да се при конструисању, односно, приликом уношења одређеног елемента у модел производа, врши ова анализа и да се аутоматски коригује унешена вредност неког параметра, уколико је то потребно. Ако нпр. посматрамо пример конструисања неког жлеба на вратилу са зупчаником, у току анализе технолоичности би се могла извршити провера да ли постоји алат за израду тог отвора (Ristić & Pavlović, 2014). Ако се, евентуално, установи да таквог алата нема, могла би да се изврши аутоматска корекција унете вредности за пречник отвора, при чему би се ова вредност ускладила са постојећим алатима. Ако се не жели аутоматска корекција, резултат анализе би могло да буде и савет, при чему би се одлука о даљој акцији препустила инжењеру, а не систему. Успешност овакве примене анализе заснован је на употреби кориснички дефинисаних елемената знања (Stojkovic, et al., 2005) који се могу груписати у библиотеке знања кориснички дефинисаних елемената знања. Пример такве анализе приказан је у (Ристић, 2012). За промену ширине жлеба глодала (слика 6-3), параметарски пројектованог производа, не постоји одговарајући алат дефинисан у бази алата, табелом инсертованом из Excel документа (слика 6-4).

On-line анализа би се могла имплементирати и тако да оцена технолоичности неког елемента буде придодата самом елементу, као његова особина. Дефиниција сваког објекта би се могла проширити још једним атрибутом, који би карактерисао његову технолоичност. Поред додавања овог атрибута, објекте би требало проширити и у смислу дефинисања њиховог понашања. Под тиме се мисли на дефинисање адекватне акције као одговора на евентуалне нелогичности, које би се могле уочити у току ове анализе (Мишић, 1998).

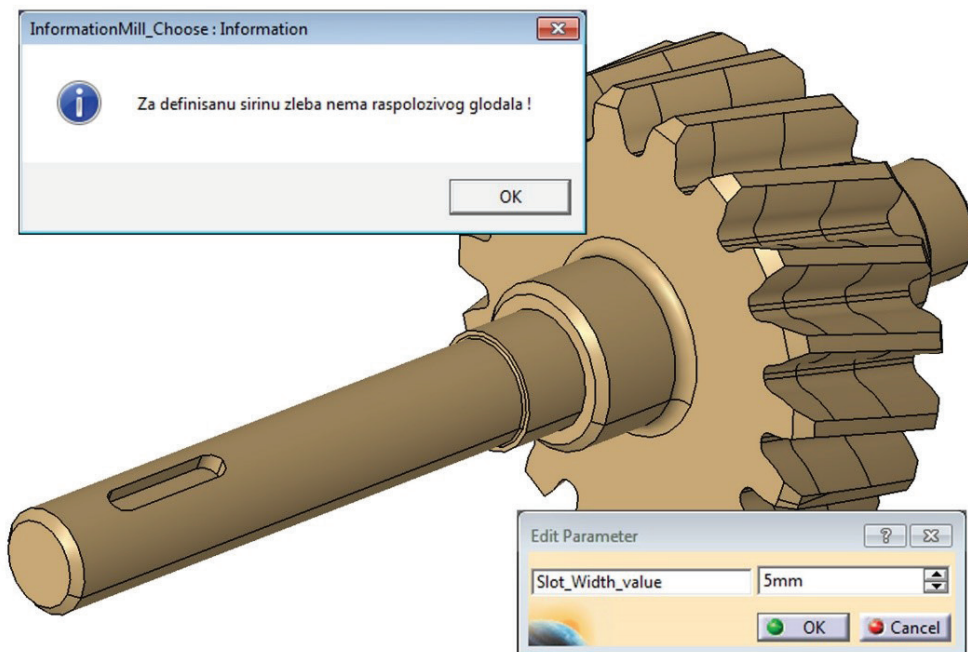


Слика 6-3. Промена ширине жлеба за клин на вратилу са зупчаником



Слика 6-4. Правило позива претходно креирану табелу вretenastih glodala, чија је база едитована помоћу Excel-а

Реакција софтверског пакета активирањем правила за претраживање базе података (алата) приказана је на слици 6-5. У датом случају не постоји адекватно глодало којим би се израдила тражена ширина жлеба.



Слика 6-5. Реакција „Knowledgeware“-а даје информацију о глодању (непостојању адекватног глодала).

Анализа непосредно након завршеног процеса конструисања (off-line) би анализирао цео модел производа и ако би се уочиле извесне нелогичности извештај о томе би се могао упутити пројектанту. Овај извештај би могао да има форму упозорења, или би се евентуално изменио модел производа, па да се такав измењени модел врати пројектанту. Овај други начин би, вероватно, био бољи, јер пројектант одмах може да уочи предложене промене и да формира своје мишљење о њима. Он се реализује помоћу система заснованих на знању уз употребу јасно дефинисаног модела знања и примену експертне љуске при чему је, као и у случају on-line анализе, модел производа објектно оријентисан.

#### **6.4 Систем за анализу технологичности персонализованих имплантата**

У животном циклусу развоја производа технологичност је један од кључних аспеката који се мора проценити и анализирати још у фази пројектовања. Због тога, конструктор мора да има приступ знању и информацијама о производном окружењу, како би олакшао процес доношења одлука. Главне предности система за анализу технологичности могу се груписати на следећи начин:

- Током анализе технологичности, корисници могу имати подршку у виду препорука за важне промене конструкције како би омогућили његову израду;
- Обезбеђује интелигентну помоћ при избору одговарајућих процеса и материјала на основу компатибилности предложене конструкције и уграђеног знања о материјалима и процесима, правилима и ограничењима технолошких поступака;
- Помаже при одређивању одговарајућих токова процеса за израду предложеног модела, на основу трошкова производње и временских критеријума како би се оптимизовао процес;
- Помаже конструкторима и пројектантима којима недостаје суштинско знање о производним процесима. Истовремено, са друге стране, омогућава коришћење експертских информација о процени конструкције;
- Представља кључни корак у сагледавању производних карактеристика и ограничења током фазе пројектовања, како би се скратило време производње, смањио број итерација између фаза пројектовања и производње, минимализовали трошкови развоја и обезбедио лаган прелаз са пројектовања на производњу.

Систем за анализу технологичности користи савремене технологије, софтвере и алате, често комбинујући различите приступе, технике и методе. Концепт система за анализу технологичности може се представити дијаграмом тока (слика 6-6) који укључује механизам уношења података, механизме за расуђивање и анализу аспеката технологичности, као и излазне податке (извештаје).



Слика 6-6. Основни концепт система за анализу технологичности

Први корак при конструисању овог система је сагледавање *механизма уношења података*. Ово је место где се сви потребни подаци за пројектовање и информације о производњи уносе у систем.

Следећи корак у овој методологији је анализа прикупљених улазних података за процену технологичности персонализованог имплантата (или уопштено посматрано – производа). Ово је најважнији корак система с обзиром на то да он одређује тачност излазних података процене технологичности. Заснован је на методама вештачке интелигенције, тачније на систему заснованом на знању које обезбеђује унос експертског знања у форми продукционих правила. Овај модул подложен је надоградњи и комбиновању различитих метода вештачке интелигенције. На тај начин би постојећи систем постао адаптивни хибридни систем. Важност одређивања за експертне системе лежи у чињеници да он може обезбедити релативно неискусном кориснику прилично реалну и свеобухватну процену проблема у случајевима када експерт није доступан (или када експерт није део тима). Сви улазни подаци се анализирају у складу са ограничењима и препорукама технологичности како би се одредио степен технологичности у производњи предложеног виртуелног модела.

Последњи корак је *сакупљање излазних података* у форми извештаја, са циљем да се прикаже процена и евалуација аспеката технолоичности предложеног пројектованог имплантата и како би се интеркативно помогло пројектантима у разматрању аспеката технолоичности током фазе пројектовања.

*Процена аспеката технолоичности* се може обављати коришћењем различитих метода као што су: неуронске мреже, фази логика, еволутивни алгоритми, системи засновани на агентима, системи засновани на правилима, објектно оријентисан приступ, аналитички хијерархијски процес, и закључивање аналогјом засновано на случају.

*Продукциона правила*, као што су ограничења и препоруке по питању избора процеса и/или материјала, као и чињенице које се добијају од експерата, из приручника, каталога, брошура, као и из искуства, могу бити уграђена у систем за оцењивање технолоичности имплантата.

Финална компонента система анализе технолоичности презентује излазне информације, у виду *оцена аспеката технолоичности*. Типови излазних информација могу бити: **предлози за редизајн, избор процеса и материјала, подешавање тока технолошког поступка, процена времена и трошкова производње; подешавање производних планова.** Главни циљ система за анализу технолоичности је да анализира и процени предложени дизајн на основу аспеката технолоичности, т.ј. да процени да ли се предложени дизајн може произвести или које су то промене неопходне на дизајну како би он могао да се изради.

Током анализе технолоичности, корисницима се дају сугестије редизајна дела како би се осигурала његова технолоичност. Предлози за редизајн се заснивају на правилима уграђеним у базу знања и усмерени су да помогну особама којима недостаје знање из области производње. На тај начин се омогућује скраћивање техничких итерација између фазе пројектовања и конструисања и фазе производње.

Систем за анализу технолоичности може да пружи и помоћ при избору одговарајућих комбинација процеса и материјала за предложени дизајн на основу знања и правила о процесу. Он може да идентификује одговарајући технолошки поступак за израду предложеног модела. Систем „поклапа“ захтеве производног процеса са постојећим капацитетима и доступним ресурсима у намери да смањи време и трошкове. Избор тока процеса се базира на релевантним факторима као што су тип и могућности процеса, применљивост технолошког поступка и саме релације између техничких елемената анализираног дела.

## 6.5 Вештачка интелигенција у анализи технологичности производа

Интелигенција или интелект (лат. *intellectus*) је ментална особина која се састоји од више способности као што су: логика, учење, памћење, искуствено учење, решавање проблема, креативност, адаптирање на нове ситуације, схватање и разумевање нових ситуација и коришћења стеченог знања у интеракцији са окружењем<sup>18</sup>. Генерално се може описати као способност перцепције информације и памћења информације, у форми знања које се примењује према адаптивним понашањима у окружењу. Интелигенција је когнитивни процес<sup>19</sup> који омогућава људима да се присете описа ствари и да те описе користе у будућим понашањима, омогућујући на тај начин људима да искусе и мисле (Брковић, 2011).

### 6.5.1 Класификација метода, техника и приступа у вештачкој интелигенцији

Вештачка интелигенција је мултидисциплинарна област у којој се научници и истраживачи сусрећу са два фундаментална изазова: створити машине које ће ефикасно решавати проблеме, и направити машине које ће учити на свом примеру, без додатне обуке (принцип самообучавања). Употреба вештачке интелигенције и трагање за оптималним решењем довела је до настанка бројних техника и метода вештачке интелигенције, а њихова узајамна повезаност онемогућује децидну класификацију ових система. Сагледавање ових метода ради њихове класификације може бити веома разноврсно:

- Према начину учења
  - Прикупљање знања или учење логичких законитости; или
  - Увештавање или побољшање стеченог знања.
- Према начину представљања знања<sup>20</sup>
  - Логичким изразима;
  - Продукционим правилима (If – Then);
  - Оквирима (енгл. *frame*);
  - Онтологијама;
  - Семантичким мрежама и њиховим везама.

<sup>18</sup> У бихејвиористичким круговима интелигенција се често идентификује и објашњава: 1) капацитетом за учење, 2) способношћу апстрактног мишљења, и 3) способношћу адаптације у новим ситуацијама.

<sup>19</sup> Когнитивни процеси дају људима когнитивне способности за учење, формирање појмова, разумевање, препознавање образаца, схватање идеја и планова, решавање проблема, и коришћење језика у комуникацији.

<sup>20</sup> Овде се може додати подкласификација према степену разумљивости представљеног знања (извесним нивоима).



- Према начину закључивања
  - Индуктивно;
  - Дедуктивно;
  - Абдуктивно.

Трагањем за одговором шта је суштина људске интелигенције: конекционизам или логичко симболичко процесирање, створиле су две главне (конкурентске) парадигме вештачке интелигенције: симболички и конекционистички приступ (Милосављевић, 2015).

Традиционални комплементарни симболички приступ, заснован је на тврдњи да основу наше интелигенције представља наша способност трансформације проблема у симболичку форму (у низове симбола неког формалног језика) и манипулисање тим симболима. Најуспешнији облик симболичког приступа вештачке интелигенције су системи који се заснивају на знању, познати и под именом експертни системи.

Конекционистички приступ вештачкој интелигенцији подржава принцип од доле ка навише (енгл. bottom-up), по коме се, полазећи од сензорских сигнала или сирових података, индуктивно кроз процес обучавања, формирају концепти, појмови, категорије и сл. Основу овог концепта представљају вештачке неуронске мреже.

### 6.5.2 Методе Вештачке Интелигенције

Иако не постоји стандардна дефиниција за вештачку интелигенцију, уопштено је прихваћено да је то грана рачунарске науке која се бави интелигентним понашањем и покушава да учини рачунаре способним да ту интелигенцију користе. Употреба рачунарске технологије засноване на методама вештачке интелигенције првенствено значи обраду знања уместо обраде података, као и употребу хеуристичких алгоритама уместо традиционалних.

Као и људи, и ови системи могу да греше, првенствено услед нетачно унетог знања, насталог нпр. услед неслагања између експерата. Они који уносе знање у програм могу сматрати да је одлука исправна али они који се не слажу са тим знањем ће сматрати да је и сама одлука погрешна. Неслагање између експерата или власника знања се јавља у свим областима. Други аспект који чини вештачку интелигенцију различитом од других рачунарских система је то што они могу да ураде нешто користећи несигурно или чак нетачно или некомплетно знање, зависно од степена структурисаности проблема.

Сагледавањем способности које извесни интелигентни системи поседују могу се препознати (и на изванредан начин класификовати) методе којима се реализују интелигентни системи:



1. На знању засновани системи (енгл. Knowledge-based systems – KBS),
2. Вештачке неуронске мреже (енгл. Artificial Neural Networks – ANN),
3. Методологије глобалне оптимизације
4. Фази логика / Фази системи (енгл. Fuzzy Systems),
5. Интелигентни агенти (енгл. Intelligent Software Agents – IA),
6. Дрво одлука (енгл. Decision Trees).

Не постоји увек јасна граница између метода вештачке интелигенције, нити је успостављен јединствен оквир или парадигма која би обухватила сва истраживања, али савремена истраживања нам доносе комбиноване приступе у решавању одређених проблема, формирајући на тај начин хибридне моделе вештачке интелигенције.

### 6.5.3 На знању засновани системи

Системи засновани на знању (*Knowledge Based System* – KBS), често се називају и експертним системима. Међутим, системи засновани на знању се могу посматрати као шира област која обухвата и саме експертне системе. Они омогућавају да се креира интелигентни софтвер који је способан да реши проблеме у специфичном домену, на исти начин на који би то урадио и сам експерт када би се суочио са тим проблемом, користећи своје знање, искуство и препоруке. Ово је могуће када је знање ускладиштено у одређеном формату који рачунар разуме. Знање, представљено у формату који машина може да чита, скадишти се у базама правила (знања). Начин на који се користи знање у процесу доношења одлука, еквивалентан је људском приступу решавању проблема.

Постоји два приступа који воде до успешног система заснованог на знању. Ови приступи могу бити: добијањем експертског знања за одређени проблем; и „разбијањем“ чињеница на правила која се могу применити како би се решио проблем. Друга метода је учење кроз искуство, где се развојем система поправља све што се уочи као проблем у раду.

### 6.5.4. Вештачке неуронске мреже

Вештачке неуронске мреже или неуро-мреже су рачунарски модели који су настали као покушај математичке формализације структуре људског мозга<sup>21</sup> (McCulloch & Pitts, 1943), аналогно начину везивања неурона и преноса информација између њих код човека (имитацијом биолошке неуронске мреже). Могу се описати као нека врста масовно паралелних рачунарских модела са великим бројем међусобно повезаних једноставних

---

<sup>21</sup> МеКалч и Питс (McCulloch & Pitts, 1943) били су пионири који су иницирали математичко моделирање вештачких неурона.

процесора (неурони) који могу да се адаптирају према узорцима података. Модели настали неуронским мрежама омогућавају спровођење задатака као што су учење, класификација и оптимизација. Оне су способне да генеришу ново знање кроз учење о дешавањима, кроз примере. Неуро мреже представљају јединствену методологију којом се знање прикупља из скупова података за обучавање и смешта у дистрибуираном облику у структури мреже. Вештачке неуронске мреже, помоћу којих је креирано неколико нових приступа у рачунарској науци укључујући не-алгоритамско, адаптивно и паралелно рачунање, доказале су да рачунари могу да уче. Како су ови модели само-адаптивни нелинеарни, то их чини флексибилним у моделирању сложених релација у реалном свету.

### 6.5.5 Методологије глобалне оптимизације

*Методологије глобалне оптимизације без извода* обухватају **генетске и еволуционе алгоритме**, симулирано жарење, метод случајне претраге, метод симплекс претраге, метод табу претраге и друге технике. Насупрот томе, примери конвенционалних *на изводу заснованих оптимизационих техника* су метод најстрмијег спуста, метод коњугованог градијента, Гаус-Њутнов (Gauss-Newton) метод, Левенберг-Маркеов (Levenberg-Marquardt) метод, Њутнов метод и многи други засновани на првом или другом изводу.

Извесни проблеми могу бити решени помоћу интелигентних оптимизационих алгоритама, алгоритама заснованих на хеуристичким методама, код којих се итеративним поступцима побољшава иницијално решење и добија оптимално и/или приближно оптимално решење. Еволуциони алгоритми (енгл. Evolutionary algorithm) представљају скуп техника које се разликују у начину интерпретације и природи одређених проблема. Најпознатије врсте еволуционих алгоритама су:

- Генетски алгоритам (енгл. Genetic algorithm - GA);
- Генетичко програмирање (енгл. Genetic Programming ),
- Еволуционо програмирање, (енгл. Evolutionary programming)
- Еволуциона стратегија, (енгл. Evolution strategy)
- Диференцијална еволуција, (енгл. Differential evolution)
- Системи за класификацију учења (енгл. Learning classifier system)

Технике еволуционог рачунања су колекција алгоритама заснованих на еволуцији популације ка решењу одређеног проблема. Ове технике укључују генетске алгоритме, генетско програмирање и еволуционе алгоритме. Генетски алгоритми, предложени од стране Hollanda (Holland, 1975), су адаптивни хеуристички алгоритми претраге

засновани на принципима еволуције, наследности и природне селекције. Основна идеја је да се одржава структура знања популације, која временом еволуира кроз процес конкуренције и контролисаних варијација. Свака структура у популацији представља кандидата за решење специфичног проблема и има придружену оцену прилагођености (фитнес), која одређује које структуре се користе за креирање нових у процесу конкуренције и такмичења. Нове јединке настају коришћењем генетских оператора као што су кросовер и мутација. Кросовер је генетски оператор који омогућава креирање нових решења коришћењем два већ постојећа. Стопа кросовера дефинише колико решења треба упарити. Слично томе, мутација је други оператор који се користи за усмеравање процеса претраживања у различите правце. Ово спречава повратак на решења која су претходно коришћена.

Генетски алгоритми су имали пуно успеха у проблемима претрага и (веома сложених) оптимизација, зато што су способни да претраже простор коришћењем природне еволуције инспирисане хеуристиком. Њихова главна способност је да искористе акумулативну информацију о иницијално непознатом простору претраге, у циљу усмеравања следећих претрага у корисне подпросторе (Reeves & Rowe, 2004).

Друге повезане технике са еволуционим алгоритмима су технике засноване на ројевима које укључују: Оптимизације колоније мрава (енгл. Ant Colony Optimization), Алгоритам корена (биљака у природи) (енгл. runner-root algorithm), Алгоритам колоније пчела (енгл. Artificial bee colony algorithm), Алгоритам роја честица (енгл. Particle swarm optimization), и друге.

Овакви алгоритми се могу корисити као технике вештачке интелигенције у оптимизацији најбољег или приближно најбољег решења у пројектовању интелигентних технолошких система (Петровић, 2016). Постоје и метахеуристичке методе засноване на популацији као што су: Алгоритам прилагодљиве димензионе претраге, Алгоритам Свитац, Претрага хармонија, Гаусова адаптација и Меметички алгоритми (Hasancebi & Azad, 2015).

### 6.5.6 Фази логика

Фази логика је посебно развијена како би се бавила непрецизним знањем. Иако термин „фази“ може да се разуме као нејасно или замагљено, фази логика није нејасна логика, већ логика која се користи за опис нејасног. Њена основа је теорија фази скупова и фази сетова (Zadeh, 1965), којима се мери неодређеност. Ова техника симулира процес нормалног људског резонувања тако што допушта рачунару да се понаша на мање прецизан и логичан начин него што је уобичајно за рачунарске системе. Фази системи

пројектовани су на основу теорије фази сетова за обраду двосмислених, непрецизних података и/или информација изражених лингвистичким симболима које људи користе као што су „много“, „често“, „неколико“ и „понекад“. Ова особина да нешто није до краја прецизирано (енгл. fuzzines) је корисна у многим ситуацијама у стварном животу када је тешко категорисати податке или информације у одређене групе, што омогућава да се нешто изрази у степену у коме је пристуно или одсутно, изражено на фази начин.

### **6.5.7 Интелигентни агенти**

Агенти су (превасходно) софтверски ентитети који имају својства аутономије, друштвености, реактивности и проактивности (Jennings & Wooldridge, 1998). Као и за све методе и технике вештачке интелигенције, и за агенте постоји више дефиниција. Према (Balogh, et al., 2000), агенти се дефинишу као „софистицирани компјутерски програми који делују аутономно у име својих корисника, у отвореним подељеним окружењима, како би решили растући број сложених проблема“. Ова дефиниција указује да су интелигентни агенти независни и аутономни системи у обављању функција за које су намењени, наглашавајући флексибилност у односу на променљиво окружење и променљиве циљеве. Могу бити и хардверски и софтверски системи засновани на једној или више истовремених метода вештачке интелигенције. Та својства обезбеђују им да уче и раде истовремено.

### **6.5.8 Дрво Одлука**

Дрво одлука (Decision trees) се уобичајно користе као алати за подршку у класификацији и одлучивању при избору различитих токова акције (Utgoff, 1989). Као тип технике за машинско учење, дрво одлука је у основи мапа расуђујућих процеса у којима се конструише график у облику дрвета помоћу кога се истражују решења и могући исходи изабраних опција. Процес расуђивања (резоновања) почиње од кореног чвора, путује дуж грана означених чворовима одлука, и завршава се у чвору листа. Провера атрибута се врши на сваком чвору одлуке, а сваки могући исход даје грану.

### **6.5.9 Остале методе вештачке интелигенције**

Постоје још неке методе и технологије које треба поменути. Својим приступом се могу подвести једним делом у претходно поменуте методе, али имају своје извесне специфичности које их разликују од претходно поменутих метода, а степен заступљености ових технологија је значајан.

**Истраживање података (Data Mining) и откривање знања (Knowledge Data Discovery)** је интердисциплинарна област фокусирана на проналажење извесних образаца<sup>22</sup> и „вађење“ (екстрактовање) корисних сазнања из обрађених великих скупова података, методама вештачке интелигенције. Након проналажења податка и препознавања корисног знања, потребно је извршити његову трансформацију у разумљиве структуре за даљу употребу. Како је путем Интернет (али и других) мрежа велики број података широко распрострањен, неопходно је правилно препознати, ова методологија добија на значењу (Braga, 2001). Изазов вађења знања из података се ослања на истраживања у статистици, базама података, препознавању облика, машинском учењу, визуализацији података, оптимизацији, и рачунарству високих перформанси.

**Комуникација у природном језику (Language Technology - LT<sup>23</sup>)**, обухвата рачунарске технологије, софтвере и електронске уређаје који су специјализовани за анализу, стварање или модификацију текстова и говора. LT се састоји од обраде природног језика и рачунарске лингвистике, с једне стране, и технологије говора, с друге стране (Ruiter, et al., 2012).

Основна идеја **закључивања заснованог на случају (Case-based reasoning CBR)** је да се адаптирају решења коришћена при решавању проблема у прошлости и да се искористе за решавање нових проблема. У овој методи (Maher & Pu, 2014), описи претходног искуства људи (специјалиста), представљени као случајеви, складиште се у бази података за касније коришћење када корисник наиђе на сличан случај, са сличним параметрима. Систем претражује складиштене случајеве, са карактеристикама проблема сличним онима које се јављају код нових случајева, проналази најсличнији и примењује решења из старог случаја на нови. Успешна решења се означавају и у новом случају и заједно се складиште у бази знања. Неуспешна решења се такође бележе у базу (неуспелих) случајева заједно са објашњењима зашто решење није било добро.

*Приказане методе вештачке интелигенције имају различиту намену и примену и свака од њих има своје предности и недостатке. Због тога се често срећу и хибридни системи који комбинују више метода за одређене потребе. Сигурно је да избор методе вештачке интелигенције зависи од расположивих ресурса као и саме области (задатка) где се треба применити. Због тога је важно правилно препознати оптималну методу којом ће се систем за анализу технолгичности развијати.*

<sup>22</sup> Под појмом образац подразумева се структурални шаблон, узорак (patterns), а не математички образац.

<sup>23</sup> Често називана и појмом „human language technology – HLT“

## 7. АНАЛИЗА ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ МЕТОДАМА ВЕШТАЧКЕ ИНТЕЛИГЕНЦИЈЕ

### 7.1 Методе и технике вештачке интелигенције кандидати за анализу технологичности персонализованих имплантата

Свака од метода вештачке интелигенције има своје предности и недостатке. Управо те карактеристике одређују избор извесне методе и њену примену у одређеном домену. У анализи технолоичности најчешће се користе системи засновани на знању, неуронске мреже, еволуциони (генетски) алгоритам, резоновање на основу случаја и сл. Процес закључивања најчешће није крајњи резултат бинарног типа (задовољава или незадовољава), већ постоји извесни опсег вредности (делимично задовољава, просечан, делимично незадовољава) између крајњих одговора. Да би успешно описали ове појмове, користи се фази логика. Теорија фази логике и њена успешна имплементација у области вештачке интелигенције, довела је до синергије фази логике и постојећих метода. Тако да данас имамо успешну примену метода вештачке интелигенције као што су: фази експертни системи, фази неуронске мреже и фази генетски алгоритми. Овакви системи, због комбиновања две или више метода, називају се хибридним системима. Оптимална метода вештачке интелигенције биће изабрана у зависности од услова у којима ће систем радити, задатака које треба обавити и од расположивих ресурса. Због тога је разумевање захтева система у који треба уградити вештачку интелигенцију првенствени циљ.

Анализа технолоичности персонализованих имплантата треба да обезбеди подршку у процесима доношења одлуке. Односно, да на основу расположивог знања, систем донесе или предложи решење. Њен задатак је да утврди степен израдљивости пројектованог производа. Потпуно је логично да што је конструкција сложенија и што су облик, геометрија и толеранције захтевније, то ће се теже производ изградити. Персонализовани имплантати су јединствене сложене слободне форме модела производа и као такви представљају велики изазов у производњи. Сложеност геометрије и топологије, као и чињеница да је потребно изградити само један имплантат упућују на брзе производне технологије као врло вероватан избор решења, јер не захтевају додатне алате и имају релативно кратко време израде, па је тиме и цена нижа у односну на остале процесе, не укључујући цену материјала.



У поступку детаљне анализе потребно је да метод вештачке интелигенције располаже тачним и недвосмисленим знањем, које је при том и изразито специфично. Због тога је начин репрезентовања знања, његова обрада и систематска аквизиција од велике важности и уједно кључан критеријум при одабиру методе. Да би разумели поступак избора методе вештачке интелигенције за анализу технологичности персонализованих имплантата, биће корисно упоредити саме методе и њихов начин рада.

*Вештачке неуронске мреже* су најбољи репрезент конекционистичког приступа у вештачкој интелигенцији. Оне полазе од сензорских сигнала или сирових података и индуктивно, кроз процес обучавања, формирају концепте, појмове, категорије и сл. Ова метода је заснована на самообучавању мреже, што је од изузетне користи када се не захтева да системом управља човек или да га контролише. Да би мрежа била успешна, неопходно је да буде добро утренирана, односно да има велики број података на којима ће се обучавати. Дистрибуирана репрезентација знања не обезбеђује разумљиву интерпретацију, што представља суштински недостатак ове технологије.

Приликом нпр. текстуалних претрага помоћу неуро мрежа, сматра се да је потребно око 50.000 речи за основну обуку мреже, а да је за прецизнији рад потребно и до 100.000 речи. Ове процене су оквирне, јер се разликују од случаја до случаја, али је потпуно јасно о коме реду величина се ради.

Јединственост персонализованог имплантата ограничава могућност примене ове методе, јер нема довољног броја примера на коме би се мрежа обучила.

*Генетски алгоритми* су методологија уведена као техника учења, претраге и оптимизације на бази перформанси и најшире су заступљен представник тзв. метода глобалне оптимизације без извода. Да би се дошло до одређеног решења, алгоритам почиње са популацијом случајно генерисаних решења и напредује ка бољим решењима, опонашајући природне, биолошке процесе. И то одмах, као и у случају неуро мрежа, представља проблем јер персонализован имплантат не поседује групу решења или модела, већ је у сваком смислу јединствен, један једини, прилагођен специфичним потребама пацијента. Иако се ова метода не може применити у оцени технологичности персонализованог имплантата, њен допринос може бити у оптимизацији извесних решења, нарочито када анализа технологичности прикаже резултате у одређеном опсегу, или рангу.

За анализу технологичности персонализованих имплантата методама вештачке интелигенције, као најбоље решење се намеће употреба најскупљег знања – знања експерата. Потреба за експертским знањем је и када експерт није присутан, па чак и када није део тима. Решење тог проблема могуће је пројектовањем и изградњом *адаптибилног система заснованог на знању*. Предност адаптивбилног експертног система лежи у његовој снази да користи декларативно знање, за разлику од алгоритамских система заснованих на процедуралном знању. Могућност адаптације базе знања, новим чињеницама и правилима обезбеђују релативно једноставно унапређење и надоградњу постојећег система, без потребе за значајним изменама структуре система. То заправо значи да није потребно развијати нови систем или део система (као што би био случај код алгоритама или „затворених“ експертних система). Декларативно програмирање обезбеђује могућност сталног претраживања чињеница (ефикасним алгоритмима претраге), према задатом правилу. Са друге стране, експертско знање у оваквим системима примењиво је на појединачним проблемима. Због тога су адаптивбилни експертни системи, који користе велике скупове јасно диференцираних експертних правила, препознати као могућа метода за анализу технологичности персонализованих имплантата. Таквом мишљењу доприноси развој на знању заснованих технологија (енгл. Knowledge Based), као и сам развој информационих технологија, чиме је обезбеђен прилично једноставан приступ прихватању специфичних знања експерата и интерпретација истог у базу експертских правила. Могућност адаптације правила и сама надоградња система на релативно једноставан начин, без промена структуре и великих напора у изменама или надоградњи система, наглашавају тренутну опредељеност за применом адаптивбилних експертних система и система који рад заснивају на употреби правила.

## **7.2 Адаптибилни експертни системи за анализу технологичности персонализованих имплантата**

Седамдесетих година прошлог века је реализована идеја да се неструктурирани, интелектуални проблеми могу успешно решавати уз помоћ рачунара, тако што се користи општа процедура закључивања и знање, које је специфично за сваки појединачни проблем. Први успешни експертни системи су настали шездесетих година двадесетог века као истраживачки пројекти универзитета Станфорд.

DENDRAL је експертни систем за помоћ у идентификацији молекула у органској хемији на основу масених спектрограма, који данас подразумева читаву колекцију, касније развијених, програма на овом пројекту. Значај Дендрал-а био је у томе што је то први систем који је успешно користио доменско знање у форми If - Then правила.

MYCIN је дијагностички експертни систем, за дијагностику бактеријских инфекција и прописивање антибиотских терапија. Имао је око 600 правила и прописивао око 69% исправних терапија у најтежим клиничким случајевима, чиме је превазишао успешност лекара, посебно младих лекара. За разлику од претходних система, MYCIN има хеуристичку меру сигурности правила, скалирану у опсегу вредности од 0 до 1 (фактор уверења). Касније је прерастао у љуску експертних система KEE и експертни систем CADUCEUS. Својом (тада) иновативном архитектуром одвојена је база знања од система за закључивање. Таква чињеница допринела је развоју система EMYCIN у коме је база знања празна и у интеракцији са експертима се може напунити одговарајућим правилима.

Постоји велики број система заснованих на знању. Једна од основних ствари за разумевање ових система јесте и начин представљања знања у овим системима.

### 7.2.1 Представљање знања

Док су рачунарски програми сачињени од стуктурисаних података и алгоритама, експетни системи садрже знање и механизме закључивања. Пирамида знања приказана на слици 7-1 објашњава хијерархију знања.



Слика 7-1. Пирамида знања као модел приказа репрезентације знања.

Најчешћи начин представљања знања у бази знања су продукциона правила, логички изрази и семантичке мреже. Према начину представљања знања и технологији реализације, могу се приказати на следећи начин (табела 7.1):

Табела 7.1 - Подела система заснованих на знању према начину представљања знања.

категорија експертних система	заснованост / начин представљања знања
засновани на правилима	продукциона правила
засновани на оквирима	релационе структуре
хибридни	истовремено користе више различитих начина представљања знања
засновани на моделима	моделима
у реалном времену	задовољавају строга ограничења времена одзива система на промене у његовом окружењу

Главне категорије знања указују да се оно може категоризовати као декларативно знање, процедурално знање, или метазнање.

Декларативно знање је описно представљање знања које нам даје чињенице о стварима какве јесу. Експерти одређених области нам дају информације о тачности чињеница и њиховим релацијама (везама). Овај тип знања се сматра површинским, основним, односно информацијама које експерти могу да вербализују. Декларативно знање је нарочито важно у почетним фазама аквизиције знања. Декларативно знање се односи на одређени објекат и укључује информације о значењу, улогама, окружењу, ресурсима, активностима, релацијама (везама), и исходима.

Процедурално знање разматра начин на који ствари раде у различитим околностима. Приступ на коме је ово знање засновано је секвенцијалан, односно како одређену инструкцију урадити корак по корак. Процедурално знање укључује аутоматске одговоре на стимулансе и може да укаже како треба користити декларативно знање или формирати закључке. Процедурално знање се односи на процедуре које се користе у процесу решавања проблема (нпр. информације о дефиницији проблема, прикупљању података, процесу решавања проблема).

Метазнање је знање о знању. У експертном систему, метазнање је знање о процесима у системима заснованим на знању (тј. о његовим могућностима за закључивање). Предности и недостаци система заснованих на знању приказани су у табели 7.2.

Табела 7.2 Предности и недостаци различитих представљања знања

Шема	Предност	Недостатак
Продукциона правила	Једноставна синтакса, лако за разумевање, једноставна интерпретација, високо модуларно, флексибилно (лако за допуну или модификацију)	Тешко се прати хијерархија, неефикасно за велике системе, не може се сво знање представити у облику правила, слаб код представљања структурисаног описног знања
Семантичке мреже	Лако се прати хијерархија, лако се прате асоцијације, флексибилан	Значење које иде уз чворове може бити двосмислено, тешко је бавити се изузецима, тешко се програмира
Оквири (фрејмови)	Експресивна моћ, лако се подешавају празнине за нове особине и везе, лако се креирају специјализоване процедуре, лако се убацују информације „по правилу“ и лако се детектују вредности које недостају	Тешко се програмира, тешко за закључивање, нема јефтених софтвера
Формална логика	Чињенице које се тврде независно од употребе, сигурност да се дају само валидне последице (прецизност), комплетност	Раздвојеност представе и процеса, неефикасност са великом количином података, веома спори са велики базама података

### 7.2.2 Структура и опис адаптивних експертних система

Циљ истраживања у области система заснованих на знању састоји се у развоју програма који при решавању тешко решивих задатака (који захтевају знање експерата), дају резултате по квалитету и ефикасности блиске резултатима људи, са очекивањем да их и надмаше. Најчешће су то задаци који се тешко формализују, односно немају алгоритамско решење.

Циљ ових рачунарских програма је пружање адекватних одговора и конкретних решења, са ефикасношћу не слабијом од експерата. Како је ово изузетно захтеван задатак, од ових система се очекује да пруже подршку при одлучивању. Ова помоћ се „захтева“ услед постојања великог броја информација које треба обрадити, као и захтева да се одлуке доносе у реалном времену. Да би такве одлуке могао да доноси, експертни систем мора да има одговарајућу структуру система са јасно дефинисаним процедурама рада. Основне разлике између конвенционалних система и система заснованих на знању приказане су табелом 7.3.

Табела 7.3 - Разлике између конвенционалних и система заснованих на знању

КОНВЕНЦИОНАЛНИ СИСТЕМ	АДАПТИБИЛНИ ЕКСПЕРТНИ СИСТЕМ
манипулише подацима	манипулише знањем
алгоритамски користи податке понављајући процес	хеуристички користи знање, процес закључивања
ефикасно манипулише великим базама података	ефикасно манипулише великим базама знања
знање и методе корисниког знања су измешани	модел решавања проблема се појављује као база знања, а њом управља одвојени део - механизам закључивања (интерпретер правила)
знање је организовано у два нивоа - подаци и програм	знање је организовано у бар три нивоа - подаци, база знања и механизам закључивања
у случају новог знања потребно је репрограмирање	ново знање се додаје без репрограмирања, проширивањем базе знања

### 7.2.3 Архитектура експертних система

Типичну структуру експертног система, приказану на слици 7-2, чине компоненте које се у основи могу поделити на основни и помоћни подсистем. Основни подсистем сваког експертног система су:

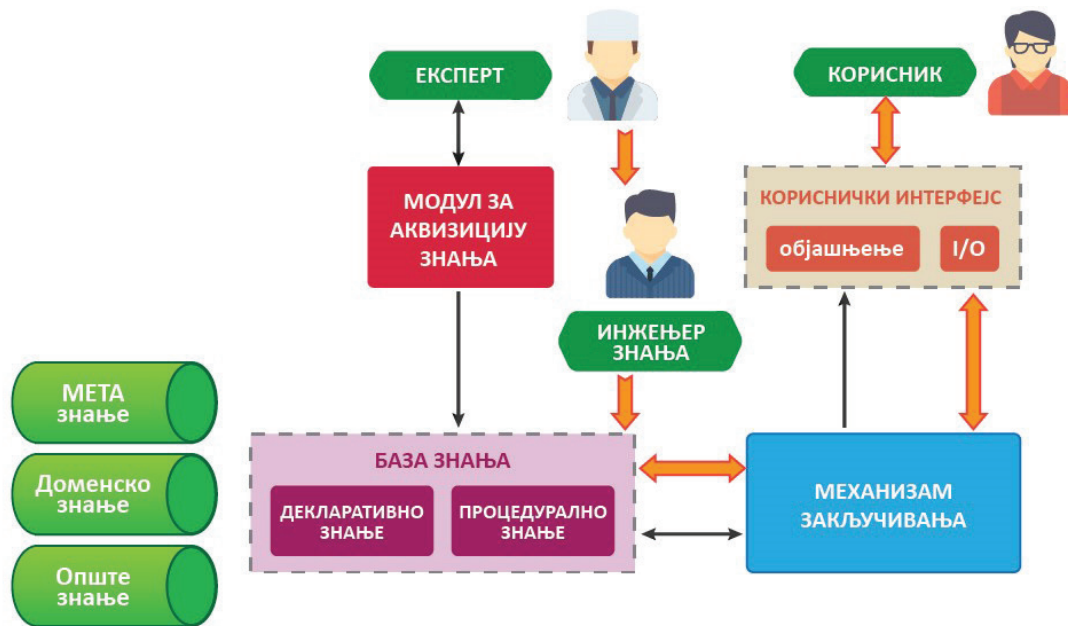
- База знања (*knowledge base*),
- Механизам закључивања (*inference engine*), и
- Кориснички интерфејс (*user interface*)<sup>24</sup>,

Помоћни подсистеми побољшавају перформансе система, њихов развој и само функционисање. Њиховом имплементацијом олакшава се извршавање извесих функција. Помоћни подсистеми могу бити пројектовани за прикупљање знања, објашњења/образлагања, побољшање базе знања, квалитетније коришћење радне меморије итд.

Интердисциплинарни задаци захтевају специфична знања из одређених области. Може се десити да је одлуку потребно донети у тренутку када експерт није присутан или када експерт одређене области није део тима који ради на том задатку.

<sup>24</sup> Назива се и лингвистичким процесором. Вођење дијалога о задатку који се решава на језику прилагођеном кориснику, као и могућност добијања нових знања у току дијалога реализује лингвистички процесор експертног система и компоненте добијања знања (за побољшање базе знања).





Слика 7-2. Структура експертног система.

Због тога изградња експертног система почиње уградњом релевантног експертског знања, аквизицијом података. Знање експерта у систем уграђује инжењер знања (енгл. knowledge engineer) како би корисник на релативно једноставан начин дошао до траженог решења.

Одвојеност базе знања од механизма закључивања, односно поступка закључивања, обезбеђује лаку надоградњу али и модификацију адаптивних експертних система.

#### 7.2.2.1 База знања

База знања (енгл. knowledge base) садржи у себи одређена знања, односно правила, која описују знање и логику рада експерта из одређене области. Према типу знања који користи, база знања се може класификовати на три дела (мета знање, доменско и опште (недоменско) знање).

База знања је *технологија* која се, за потребе рачунарских система, користи за складиштење сложене, структуриране и неструктуриране информације. Иницијална употреба израза односила се на експертне системе, првим на знању заснованим системима. Израз "база знања" уведен је са намером да се направи разлика са врло сличним, широко распрострањеним, термином „база података“.

У експертним системима се често користе продукциона правила (*production rules*), јер су разумљива крајњим корисницима, људима јер одговарају конструкцијским облицима у природном језику. Свако правило се састоји из два дела, услова (акцедента или премисе) и закључка (последиче, консеквенте или акције). Услов правила се састоји

од елементарних условних израза, који се састоје од (лингвистичког) објекта, релације или оператора и вредности. Нпр. објект 'године пацијента', релација '<' и нумеричка вредност 50, односно својство 'запремина коштаног имплантата (cm<sup>3</sup>)', релација '>' и нумеричка вредност 16. Пример правила је:

```
IF      'године пацијента' < 50
AND    'запремина коштаног имплантата (cm3)' > 16
THEN  'потребан број завртњева за фиксирање имплантата' = 2
```

Изменом оператора (из претходног примера '<' у '>') и вредности, може се добити другачији одговор

```
IF      'године пацијента' > 50
AND    'запремина коштаног имплантата (cm3)' > 16
THEN  'потребан број завртњева за фиксирање имплантата' = 3
```

Правила у бази знања могу да описују релације, препоруке, упутства, стратегије и хеуристике.

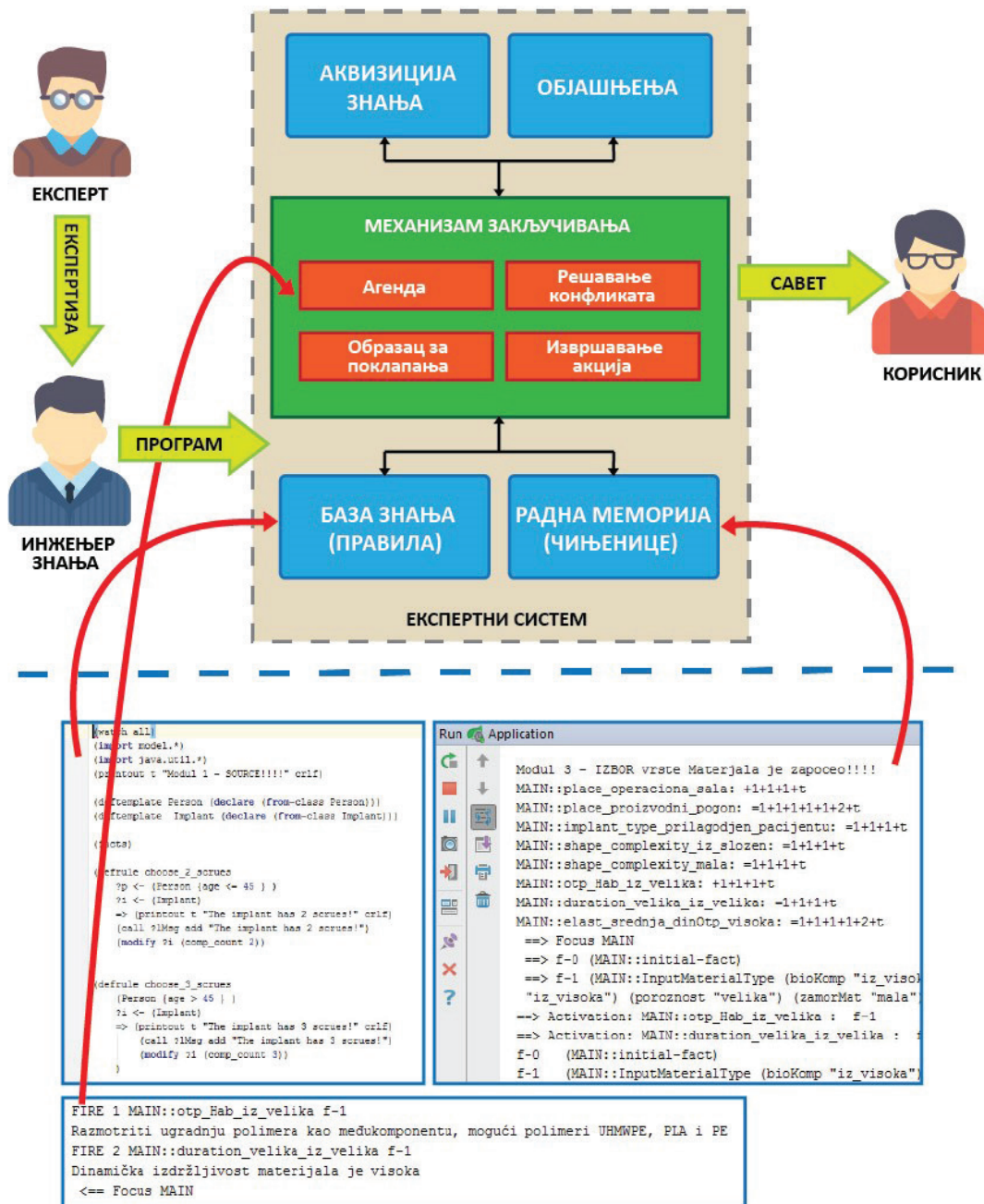
За представљање знања у експертним системима користе се и логички изрази, код којих се поступак закључивања (имплицирања закључка на основу сложених услова тврдње) посматра као нпр. доказивање теореме. Мање формалан и сложенији начин представљања знања у експертним системима јесу семантичке мреже. Користе се за представљање графова и графовских релација, као што су језичке појмовне структуре, најчешће помоћу XML-а (енгл. Extensible Markup Language)<sup>25</sup>.

#### 7.2.2.2 Механизам закључивања (Inference Engine)

Механизам закључивања, применом логичких правила, реализује операције извођења закључака на основу тренутног стања базе знања и расположивог радног простора експертног система. Овај процес би се стално понављао зато што свака нова чињеница у бази знања активира додатна правила у механизму закључивања.

Детаљнији опис архитектуре експертног система, у погледу потпунијег сагледавања компоненти механизма закључивања, као и њиховог места и улоге у целом систему, приказана је на слици 7-3.

<sup>25</sup> XML је прошириви (мета) језик за означавање текстуалних докумената, који дефинише општу синтаксу за означавање података помоћу одговарајућих тагова.



Слика 7-3. Компоненте механизма закључивања и њихово место у експертном систему.

Коришћењем ефикасних процедура и правила од стране механизма закључивања, ствара се основа у манипулисању знањем из база знања, како би се дошло до тачног, беспрекорног решења. У случају да је реч о експертном систему заснованом на правилима, он више пута примењује правила на чињенице, добијене претходним применама правила. Овакав експертни систем може да дода ново знање у базу знања, али и да примени резолуцију конфликта у случају када је више правила применљиво за одређени случај.

У зависности од начина представљања знања, разликују се метод закључивања система, као што је и приказано табелом 7.4.

Табела 7.4 - Повезаност начина представљања знања са адекватном методом закључивања

Представљање знања	Метод закључивања
Логичка правила	принцип резолуције
Продукциона правила	унапред и уназад
Семантичке мрежа	наслеђивање и посебни методи
Памћења примера	аналогно, засновано на сличности

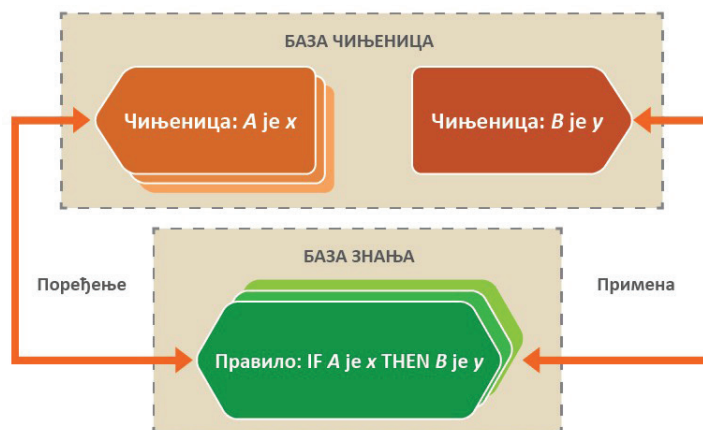
У експертним системима заснованим на правилима, знање се представља скупом продукционих правила и скупом чињеница који се односе на тренутну ситуацију.

Механизам закључивања пореди услове правила базе знања (If) са чињеницама и активира правила за које су услови задовољени (Then), односно извршава предвиђену акцију, што је и приказано сликом 7-4. Сваким подударом услова правила са чињеницама долази до настанка закључака, односно низова закључака, који указују на који начин је експертни систем извршио закључивање и дошао до коначног одговора.

Механизам закључивања првенствено ради у једном од два модалитета. Два основна начина избора правила које треба применити су:

- закључивање унапред (*forward chaining*); и
- закључивање уназад (*backward chaining*).

Обе технологије претраживања одговарају одређеним методама закључивања које експерти користе за решавање различитих проблема. Кад експерт треба да закључује о претходно прикупљеним информацијама, користи закључивање унапред. Кад поставља хипотезе и тражи чињенице које би их потврдиле или оповргле, користи закључивање уназад.



Слика 7-4. Основни циклус механизма закључивања.

Претходно поменути експертни систем DENDRAL је користио закључивање унапред, док дијагностички експертни системи MYCIN користи закључивање уназад.

Многе љуске експертног система користе комбинацију закључивања унапред и уназад. Основни механизам је обично закључивање уназад, а закључивање унапред се активира кад се појави нова чињеница, да би се најбоље искористио нови податак.

Како би побољшали перформансе експертног система, неопходно је у систем унети одређено знање о знању, које се назива – мета-знање. Мета-знање је знање о начину коришћења и контроли доменског знања у експертном знању (Waterman, 1986). Ово знање зна како, када и које знање да употреби за извршавање специфичног задатка. Са друге стране, осим што зна које знање да употреби, ово знање зна када неко знање треба суспендовати, јер више није потребно за решавање задатака или проблема. У експертном систему заснованом на правилима, мета-знање се репрезентује мета-правилима. Мета-правила јасно одређују стратегију употребе и редоследа извршавања специфичних правила у систему.

У овом процесу инжењер знања врши трансфер знања доменског експерта у експертни систем, учи како су специфична правила употребљена и постепено креира (у својој глави) нови облик знања у општем понашању експертног система. Ово ново знање (мета-знање) у великој мери је независно од области примене.

На пример:

**Metarule 1:**

Правило добијено од специјалисте има већи приоритет од правила добијеног од стажисте.

**Metarule 2:**

Правила пројектовања производа имају виши приоритет од правила која се тичу одржавања опреме и уређаја.

Поједини експертни системи имају посебан механизам закључивања за мета-правила. Ипак, већина на знању заснованих система не прави разлику између правила и мета-правила. Због тога, мета-правилима треба дати највиши приоритет у постојећој бази знања. Када се активира, мета-правило уноси неке важне информације у базу података које могу променити важност (приоритетност) неких других правила.

### 7.2.2.3 Кориснички интерфејс

Кориснички интерфејс обезбеђује интеракцију између корисника (човека) и експертног система (машине). На тај начин се обезбеђује ефикасност операција као и извесна контрола процеса од стране човека. Са друге стране, машина истовремено повратном информацијом помаже кориснику да донесе одлуку. Снажним развојем информационих технологија многе машине а нарочито софтвери и апликације постале су доступне великом броју корисника. Када корисници исказују жељу да имају јасну, ефикасну и естетски модерну апликацију на својим мобилним уређајима, они првенствено мисле на кориснички интерфејс апликације. Значај квалитетно пројектованих корисничких интерфејса је од великог значаја јер треба да учини интерфејс лакшим (самом по себи), ефикаснијим и пријатнијим (једноставнијим) за операцију над софтвером или апликацијом, на начин који обезбеђује тражени резултат.

### 7.2.3 Архитектура на правилима заснованог система (Rule-based system)

У првим експертним системима правила нису била одвојена од осталих компоненти софтвера, већ је „структура“ таквих система била испреплетена. То је уједно значило да је развој новог експертног система почињао из почетка, без могућности надоградње система. Већ у развоју једних од првих успешних експертних система као што је MYCIN, препознат је овај проблем, и из тог разлога је креиран алат назван EMYCIN (Empty MYCIN) где су сва медицинска знања из MYCIN била уклоњена, а задржан само генерички оквир за систем заснован на правилима (rule-based). Тако је EMYCIN постао прва љуска експертних система (expert system shell). Љуска експертног система је само машина за закључивање док су остали функционални делови експертног система са свим специфичним доменским знањем уклоњени. За потребе савремених механизма продукционих правила (rule engines) развијене су специјализоване љуске експертних система, са карактеристикама које подржавају извршавање операција у специфичним окружењима или програмирање у специфичним доменима.

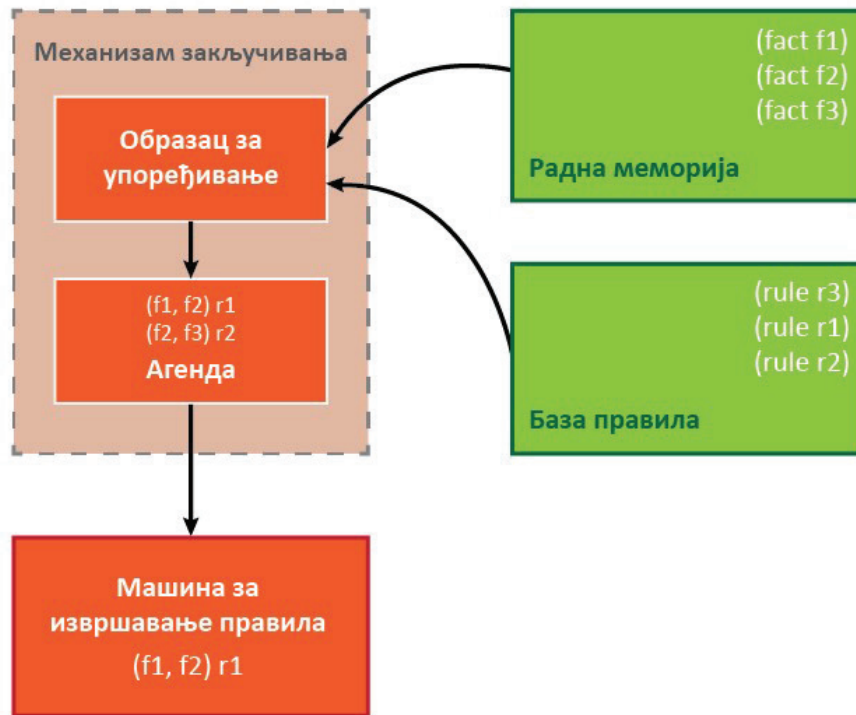
Типичан механизам продукционих правила се често поистовећује са механизмом закључивања. Суштински, механизам продукционих правила је шири појам и обухвата у своје окружење машину за закључивање, али и друге компоненте. Уопштено, механизам продукционих правила, приказан сликом 7-5, садржи:

- Базу правила;
- Радну меморију;



- Машину за закључивање; која даље садржи компоненте као што су:
  - Образац поклапања (pattern matcher)
  - Агенду (стратегију)
  - Механизам извршавања (execution engine)

Програм примењује правила из базе правила на чињеницама у радној меморији и тражи поклапања. Уколико поклапања постоје десни део правила са уписује у агенду.



Слика 7-5. Типична структура језгра система заснованог на правилима.

Механизам за извршење правила затим извршава агенду, која најчешће мења, додаје или брише чињенице из радне меморије, како је и приказано на слици 7-5. Уколико је дошло до промене чињеница у радној меморији цео процес примене правила почиње испочетка, односно рестартује се.

### 7.2.3.1 Радна меморија

Како би механизми продукционих правила (rule engine) успешно обављали свој задатак, неопходно је да подаци буду правилно ускладиштени. У типичном механизму продукционих правила, радна меморија, која се понекад назива **база чињеница**, садржи све делове информација са којима систем који се заснива на правилима ради. Типично, овај механизам одржава један или више индекса, сличне онима који се користе у релационим базама података, како би претраживање радне меморије учинили брзим.



Радна меморија означава податке који су конкретно везани за решавање тог проблема. Садржај радне меморије мења се са сваком проблемском ситуацијом. То за последицу има да је радна меморија најдинамичнија компонента експертног система, под претпоставком да се редовно ажурира.

#### 7.2.3.2 База правила (rule base)

Сваки систем има потребу да негде ускладишти сва правила која су систему позната. Правила могу бити једноставно ускладиштени као линије (низови) текста, али је чешћа ситуација да их компајлер (сакупљач) правила обрађује у неку форму са којом механизам за закључивање може ефикасније да ради. Примера ради Jess-ов компајлер<sup>26</sup> правила гради сложену, индексiranу структуру података која се назива *Rete* мрежа, са задатком да убрзава обраду правила. Поред тога, компајлер правила може додати или преорганизовати премисе или закључке правила, како би их учинио ефикаснијим или да би разјаснио њихово значење за аутоматско извршавање.

Машине продукционих система за закључивање могу складиштити базе правила у екстерној релационој бази података, или у интегрисану базу података. Складиштење правила у релационој бази података омогућава избор правила која ће бити укључена у систем на основу критеријума као што су датум, време и права (ограничења) корисника приступу.

#### 7.2.3.3 Закључивање

Машина за закључивање одлучује које правило активира („окида“) и када. Сврха алата за поклапање правила (*pattern matcher*) је да одлучи која правила да примени, у зависности од тренутног садржаја радне меморије. Генерално, ово је захтеван проблем. Ако радна меморија садржи на хиљаде чињеница, и свако правило има 2 или 3 премисе, образац за претрагу правила би могао да претражује милионе комбинација чињеница како би пронашао оне комбинације које задовољавају правила.

Механизам за закључивање контролише читав процес примене правила у радној меморији како би се добили излазни подаци система. Обично механизам за закључивање ради у дискретним циклусима који се оквирно одвијају на следећи начин:

---

<sup>26</sup> Компајлер или програмски преводац (енгл. Compiler) трансформише код једног (вишег) програмског језика у други програмски језик (нижег нивоа).

1. Сва правила се упоређују са радном меморијом (коришћењем образаца претраге) како би одлучили које треба активирати током овог циклуса. Ова неуређена листа активираних правила, заједно са свим другим правилима која су активирана у претходним циклусима, назива се конфликтни сет.
2. Конфликтни сет се уређује како би формирао агенду, листу правила чију десну страну ће спровести. Овај процес уређења агенде се назива разрешење конфликта. Стратегија разрешења конфликта за дату машину зависиће од многих фактора, од којих ће само неки бити под контролом програмера.
3. Како би комплетирали овај циклус, прво правило на агенди се активира (што може да промени и радну меморију) и цео процес се понавља. Ово понављање подразумева доста непотребног рада, али већина машина користе софистициране технике како би избегли што више непотребног рада. На тај начин се резултати из образаца претраге и система за решавање конфликта чувају током циклуса.

Када машина за закључивање одлучи која правила треба активирати, она још увек треба да одлучи које правило прво да употреби. Листа правила која се потенцијално могу активирати је складиштена у агенди, која на неки начин представља стратегију извршавања правила.

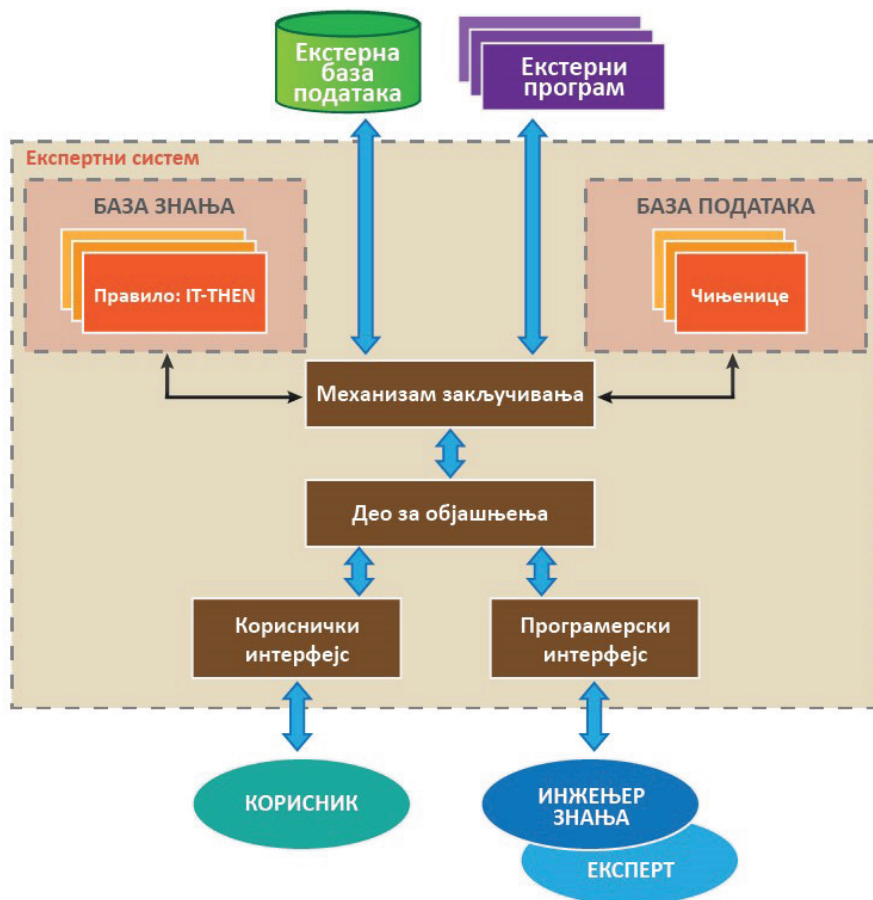
#### 7.2.3.4 Агенда

Агенда је одговорна за коришћење резолуције конфликта како би одлучила која од правила, од свих оних које примењује, имају највећи приоритет и треба их прве активирати. Ово је потенцијално велики проблем, јер свака машина за закључивање има сопствени приступ. Обично, резолуција конфликта може узети у обзир специфичности или сложеност сваког правила и релативну старост премисе у радној меморији. Правила могу такође имати одређене приоритете који иду уз њих, тако да нека правила која су важнија се и прва примењују.

#### 7.2.3.5 Механизам за извршавање правила

На крају, када механизам закључивања унутар система продукционих правила одлучи које правило да активира, он мора да спроведе и акциони део тог правила. Механизам за извршавање правила (Execution Engine) је компонента продукционог механизма која активира правила. У конвенционалном продукционом систему, као што је MYCIN, правила могу само да додају, уклоне и да се модификују чињенице у радној меморији. У модерним механизмима продукционих система, активирање правила може имати широк опсег ефеката. Неки продукциони системи (као што је Jess) нуде комплетан програмски језик за дефинисање последице настале активирањем одређеног правила.

Један могући графички приказ најзначајнијих компоненти на правилима заснованог експертног система приказан је на слици 7-6.



Слика 7-6. Комплетна структура експертног система заснованог на правилима.

### 7.3 Фази експертни системи

Приликом решавања сложених проблема, експерти се углавном ослањају на искуство и здрав разум (Negnevitsky, 2005). Њихови лингвистички изрази типа "Иако је имплантат прилично гладак, могу да дозволим његову уградњу", су разумљиви експертима исте области и омогућују исправно разумевање нејасне формулације проблема. Проблем се јавља када је експертско знање, које користи нејасне и двосмислене изразе, потребно представити у рачунару. Један од начина обезбеђује теорија фази скупова (енгл. *fuzzy sets*) и одговарајућа фази логика, која се користи за изградњу фази експертних система. Моделирање (обликовање) људског резонувања и несигурности биле су такође једни од главних мотива за развој теорије фази сетова до које је дошао Zadeh (Zadeh, 1965) и касније модификације и проширења до којих су долазили други научници (Pedrycz & Gomide, 1988), (Ruspini, et al., 1988), (Kuncheva, 2000).

Основна идеја фази логике је да тврдње о припадности неком скупу нису искључиво истините или лажне (дискретне вредности 0/1 или да/не), већ се уводи степен припадности елемента неком скупу, који се изражава као реални број у опсегу од 0 до 1, чиме даје систематски оквир за рад са несигурним и двосмисленим подацима и информацијама. На тај начин један исти објекат може истовремено припадати различитим скуповима (различитих степена) тако да је припадност скупу нејасна, односно расподељена на више скупова истовремено, као у исказу "Запремина имплантата је мала". Фази систем закључивања се показао као изузетно успешан алат за ефикасно моделирање људске експертизе у неким специфичним апликацијама.

Класична, дискретна Булова логика користи једноставне разлике између припадности објеката једној или другој класи, тако што за нумеричка својства користи емпиријске (дискутабилне) граничне вредности. Фази логика је мали део теорије фази скупова, а скуп је основни појам у математици, повезан с људским начином изражавања, тако да фази логику можемо дефинисати као скуп математичких принципа представљања знања на основу степена припадности скупу вредности, уместо на основу искључиве припадности, као у класичној бинарној логици (Negnevitsky, 2005).

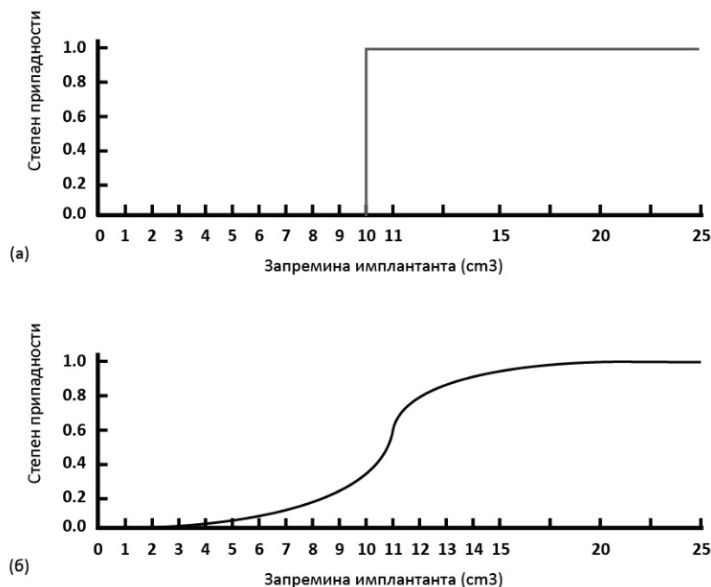
Фази логика је вишезначна (*multi-valued*) и користи појам степени припадности скупу (*degrees of membership*) и степен истинитости исказа (*degrees of truth*), чија вредност је континуална у интервалу од (потпуно лажно) до 1 (потпуно истинито).

Појам „запремина имплантата“ је у фази логици фази скуп, који обухвата све имплантате с различитим степеном припадности, који зависи од њихове заремине, приказан је табелом 7.5.

Табела 7.5 – Степен припадности скупу запремина имплантата

ознака	запремина (cm <sup>3</sup> )	степен припадности	
		бинарно	фази
I	25	1	1.00
II	22	1	1.00
III	20	1	0.95
IV	18	1	0.85
V	15	1	0.70
VI	12	1	0.55
VII	9	0	0.40
VIII	6	0	0.26
IX	4	0	0.16
X	2	0	0.11
XI	1	0	0.05
XII	0,2	0	0.00

Бинарни скуп који одговара на питање „да ли је запремина имплантата велика“ формиран до границе од  $10 \text{ cm}^3$ . Фази скуп на ово питање даје одговор у облику степена припадности скупу. За одређивање степена припадности фази скупови користе функцију припадности скупу. На слици 7-7 приказан је комплетан поглед на разматрани проблем и скуп могућих вредности одређене променљиве, у овом случају величине запремине имплантата.



Слика 7-7. Функција припадности скупу „висока запремина имплантата“ за (а) класични и (б) фази скуп

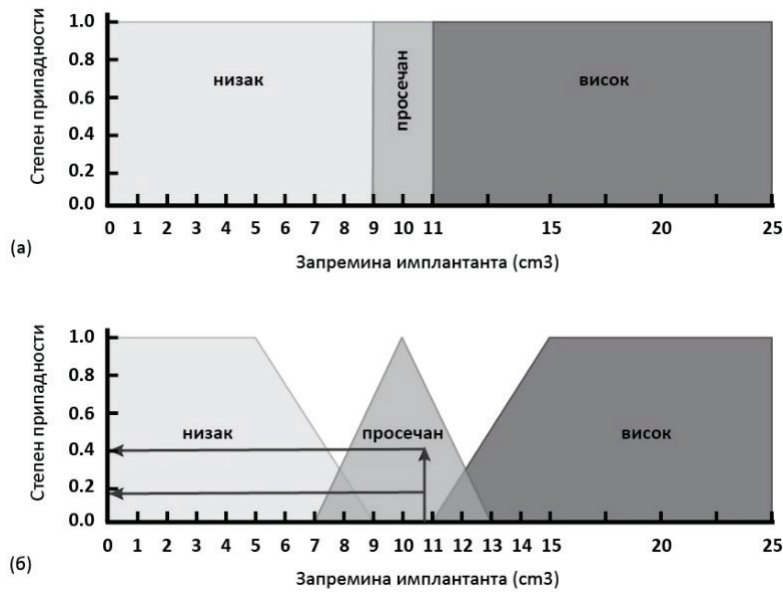
Први корак дефинисања фази скупа је одређивање функције припадности, обично на основу експертског знања једног или више експерата<sup>27</sup>. Типичне функције које се користе као функције припадности су сигмоид, Гаусова крива и пи-функција, али се у пракси чешће користи комбинација линеарних функција (троугао или трапез), која се ефикасније израчунава, слика 7-8.

Фази променљиве, које се користе у фази правилима експертног система, називају се лингвистичке променљиве. Нпр. променљива „модул еластичности“ може да има вредности<sup>28</sup>  $0..250 \text{ GPa}$  и фази подскупове веома низак, низак, средњи, висок и веома висок, који представљају лингвистичке вредности променљиве. Фази правило може да има облик:

IF        модул еластичности је висок  
 THEN    материјал је тешко обрадити

<sup>27</sup> или методама машинског учења на основу расположивих података

<sup>28</sup> Овај опсег је посматран за материјале који се примењују у ортопедским имплантатима. Модул еластичности нпр. дијаманта има вредност од  $1220 \text{ GPa}$ , па би овај скуп имао другачији опсеге.



Слика 7-8. Приказ скупова запремине имплантата – ниска, средња и висока запремина: (а) класичан и (б) фази скуп.

Променљиве могу да имају фази квалификаторе (*hedges*), који лингвистички представљају прилоге и модификују облик фази скупова. Фази квалификатори могу бити (Friedman-Hill, 2003):

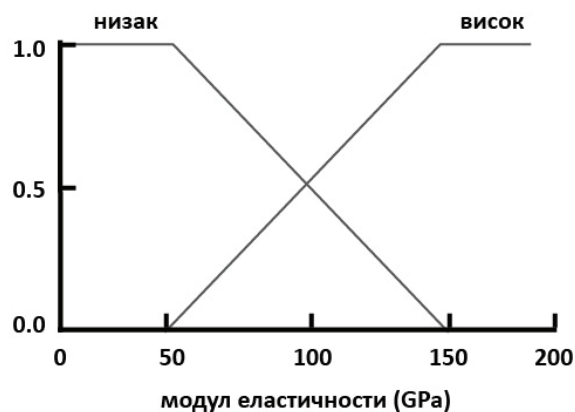
- Опште намене, као што су *врло*, *прилично* и *изразито*;
- Вредности истинитости, као што су *прилично тачно* и *више нетачно*;
- Вероватноће, као што су *вероватно* и *мање вероватно*;
- Квантификатори, као што су *већина*, *неколико*, *пар*;
- Опис могућности, као што су *скоро немогуће* и *прилично могуће*.

Пример како се уместо класичних продукционих правила и релационих израза (а) користе фази правила с лингвистичким променљивима (б), која су ближа људском начину мишљења и изражавања, приказан је у наставку:

Правило 1: IF    модул еластичности > 200 THEN материјал је тешко обрадив	Правило 1: IF    модул еластичности је висок THEN материјал је тешко обрадив
Правило 2: IF    модул еластичности < 30 THEN материјал је лако обрадив	Правило 2: IF    модул еластичности је низак THEN материјал је лако обрадив

Променљива *модул еластичности* у фази правилу је тзв. лингвистичка променљива, чија је вредност нпр. из интервала 0..250 Гра укључује фази скуп {*низак*, *висок*}, у коме је нпр. модул еластичности од 100 Гра еластичност која је 0.5 *низак* и 0.5 *висок*, слика 7-9.





Слика 7-9. Фази скуп модула еластичности.

Фази закључивање се састоји од евалуације предуслова правила (IF део) и импликације, односно примене резултата закључка правила (THEN део). У класичном правилу, ако је предуслов истинит, истинит је и закључак. У фази системима, где је предуслов правила фази исказ, сва правила се примењују у извесном степену, односно примењују се делимично. Ако је предуслов истинит у одређеном степену и закључак има тај степен истинитости.

Фази правила могу имати више предуслова и више закључака. Коначни закључак се добија агрегацијом свих излазних фази скупова у један скуп, који се затим трансформише у један број (*defuzzification*).

### 7.3.1 Структура фази експертних система

Структура фази експертног система не разликује се по механизму продукционих правила, тако да основна структура експертних система, представљена у 7.2.2 и 7.2.3 примењује се и код ових система. Рад са фази логиком и фази скуовима, захтева извесне измене. Правила се позивају механизмом за закључивање, и тај део је исти као код обичних експертних система. Разлика је у улазним величинама које морају бити фазификоване и након закључивања дефазификоване. Извесне метофологије не захтевају дефазификацију, али све методе закључивања захтевају фазификацију вредности у скупове.

Општа архитектура фази експертног система која приказује проток података кроз систем дата је на слици 7-10 (адаптирано од Mendela (Mendel, 2001)). У поређењу са класичном структуром експертног система заснованог на продукционим правилима, општи приказ фази експертног система се приметно разликује у двама фазама: фазификацији и дефазификацији.



$$y = f(x)$$

Слика 7-10. Основна структура фази експертног система. Преузето и адаптирано из (Mendel, 2001).

Изградња фази експертних система се састоји од (Garibaldi, 2005):

- Спецификације проблема и дефинисања лингвистичких променљивих;
- Одређивања фази скупова;
- Откривања и изградње фази правила;
- Кодирања фази скупова, фази правила и процедура фази закључивања у експертном систему;
- Евалуације и подешавања система.

## 7.4 Развој система заснованих на продукционим правилима

Како би на правилима заснован систем био адекватно пројектован и изграђен, процес развоја игра важну улогу. У њему се могу идентификовати различити чиници, кораци и фазе.

### 7.4.1 Инжењерство знања

Први кроак у развоју било ког система заснованог на продукционим правилима је започети прикупљање знања из ког би се извукла правила. Овај задатак обављају инжењери знања који морају бити обазриви током аквизиције знања из разлога његове веродостојности, нарочито ако знање долази од стране људи – експерата. Експерти нису

увек спремни на сарадњу, а чак и када јесу они не умеју увек да објасне (у потпуности) процедуре које спроводе.

Интервју је техника аквизиције знања коју многи експерти добро прихватају. Такав приступ омогућује инжењеру знања да постави питања и добије одговоре како би празнине у знању биле попуњене.

Други начин сакупљања знања може бити из писаних извода, односно из литературних и библиографских јединица. Знања из релевантне литературе су обично добро структурирана и организована и обично боље репрезентована од личног експертског знања. Ипак таквим знањима, често недостају практична искуствена правила (или хеуристика). При раду са експертима (људима) често се јавља проблем доступности експерта, односно могућност заказивања састанка ради обављања интервјуа, као и временска ограниченост при интервјуисању, повезана са обавезама саме особе. Таквих проблема, који могу да буду иритирајући, нема при раду са писаним материјалима, као ни других логистичких проблема.

Још један важан аспект инжењерства знања је организовање и структурисање знања. Типичан систем заснован на правилима садржи стотине или хиљаде правила. Организовање сакупљеног знања, тако да је претварање тог знања у правила директно, задатак је који представља изазов за инжењере знања.

#### **7.4.2 Структурисање података**

Када се целокупно потребно знање прикупи, започиње да се одвија задатак програмирања система. Најбоље је да први корак буде прегледање знања и пројектовање структура података које ће омогућити имплементацију правила јасно и директно. Овај процес личи на предметно оријентисану анализу. Прво, идентификују се главни концепти, да би се након тога излистале варијабле концепта. Током ове фазе врши се идентификација карактеристика које се помињу у сакупљеном знању. На тај начин врши се структурисање података.

#### **7.4.3 Тестирање (провера)**

На први поглед, тестирање је фаза коју очекујемо да се деси на крају развоја система. Физички, она се тада и извршава, али ако се услови тестирања система не буду сагледали при његовом пројектовању и развоју, не само да ће накнадне измене вишеструко утицати на коначну цену производа, већ постоји оправдана опасност да потребне измене не могу бити примењене – односно да производ не буде реализован.

Због тога је прави тренутак започињања тестирања система заснованог на правилима на самом почетку. Уколико се ригорозни тестови примењују у свакој етапи свог развоја, он ће природно бити снажнији, модуларнији и боље ће се разумети него систем који није тестиран до самог краја. Због тога, пре писања групе правила, треба развити аутоматизоване тестове за проверу тих правила. Овај корак не зависи од програмског језика (или скрипта) у коме се правила пишу, већ важи за све програмске језике. Када се дође до коначног система, тестови могу да буду део онога што крајњи корисник добија, што ће бити од велике помоћи у разумевању али и свакој наредној модификацији система у будућности.

#### 7.4.4 Изградња интерфејса

Да би већина система заснованих на правилима могла да се користи, потребно је буду повезани, на неки начин, са својим окружењем. Понекад ово подразумева приступ бази, у другим случајевима то може да значи директно читање сензорских вредности и прослеђивањ одређених команди уграђеном хардверу. Пре почетка кодирања правила, важно је да инжењер има (или да покуша да замисли) целу слику потребних елемената система како би разумео начин повезивања и остваривања самих веза. Број написаних програмерских линија кода није мерило успешности рада једног система, већ начин ефективног остваривања функционалности система.

У зависности од окружења у коме се програм развија, могуће је да правила већ имају уграђену способност повезивања са изворима података, и да се потребна синхронизација извршава директно из језика у коме се програм пише. У другим случајевима, може бити потребно написати интерфејс код на другом језику.

#### 7.4.5 Писање правила

Наредни корак у изради система јесте писање правила. Овај задатак захтева знање програмирања. Сам настанак If-Then правила темељен је људској логици, тако да је њихова структура релативно јасна. Коришћењем програмских језика, потребно је правила написати у облику кодова одговарајућом синтаксом. Свако правило може бити независно од осталих, тако да се програми засновани на продукционим правилима могу развијати итеративно: писање кода – тестирање – писање кода - Системи засновани на правилима могу бити структурисани, односно да се одвијају по фазама или модулима. Такву структуру мора да прате групе правила релевантних у одређеним фазама рада система.

#### 7.4.6 Итеративни развој

Проблем при креирању правила често представља недостатак потребних информација, посебно за наредне линије кода. У таквим случајевима потребно је бавити се још мало инжењерством знања, односно аквизицијом података. Итерација подразумева циклусе типа кодирај-тестирај. Системи засновани на правилима се у оваквом, итеративном развоју, понашају стабилно и сигурно. Резултате тестова може проверити експерт и изнети своје утиске, мишљења и сугестије како би се у наредној итерацији систем побољшао.

При самом развоју било би пожељно и ефикасно да постоји квалификована особа која би проверила написан код, пре него софтвер отпочне са радом.

### 7.5. Софтверски алати за развој експертних система

Развој експертних система заснован је на употреби одређених технологија, софтверских алата, за пројектовање и изградњу адекватног система. Ови алати који дефинишу развојно окружење се могу разврстати у три области:

- Програмски језици опште намене;
- Љуске експертних система; и
- Наменски системи за шире области примене

#### 7.5.1 Љуске експертних система

Љуске експертних система (енгл. *Expert Systems Shells*) су основни софтверски алати за реализацију продукционих система заснованих на правилима. Љуске су заправо експертни системи са празном базом знања, али је дефинисана њена структура уграђеним механизмом за закључивање и разноврсним корисничким интерфејс функцијама, чиме се одређује начин представљања и употребе знања. Улога љуске експертног система у целокупном процесу развоја и пројектовања експертног система илустрована је сликом 7-11.

Љуске су један од најчешће коришћених алата за развој окружења. Могу се категорисати као уопштени или специфични алати за одређену област. При избору љуске, важно је да она може на одговарајући начин да се бави специфичностима апликације, укључујући објашњења и комуникацију са базама података и другим системима.



Слика 7-11. Улога љуске у изградњи експертног система.

Основна идеја код љуски је била да се редукује или елиминише потреба за програмирањем у току развоја система базираног на знању. Међутим, у међувремену је постало јасно да су аквизиција и формализација знања уско грло у процесу развоја система заснованих на знању (Milton, 2007). База знања се развија за свако специфично подручје примене, уносом одговарајућих правила. На тај начин експертни систем постаје способан да пружи подршку при решавању неке класе неструктурираних проблема, одређене области. База знања се развија за специфично подручје експертизе, коришћењем техника прикупљања, односно извлачења знања (*knowledge acquisition / knowledge elicitation*) у које спадају и системи за истраживање података, који се често називају и системи за откривање знања (*Data Mining/Knowledge Data Discovery*).

Примери љуски експертних система су многобројни, а свакоко треба поменути да је прва експертна љуска била EMYCIN (Empty MYCIN). Детаљни преглед комерцијалних и бесплатних, отвореног кода, љуски експертних система приказује Knowledge-Based Systems Corporation. Неке од данас актуелних и доступних љуски експертних система су приказане у табели 7.6 (Knowledge-Based Systems Corporation, 2012).

Инжењер знања користи љуску како би развио базу знања и прилагодио је тако да она одговори специфичним проблемима корисника. Њена прилагођеност обезбеђује улазне информације добијене од корисника и интерпретацију тих података до базе података. Захваљујући постојећој дефинисаној структури базе знања (иако је сама база празна) љуска експертног система поређењем, проналази одговарајуће информације које би могле да усмере корисника до решења

Табела 7.6 – Приказ дела доступних љуски експертних система и њихових технологија.

љуска експертног система	доступност на тржишту	технологија
Acquire Software	комерцијалан	RBS
Attar	комерцијалан	XpertRule Builder & Data Mining (RBS)
CLIPS	бесплатан	C Language Interface Production System
drools	бесплатан	Dynamic Rules Object-Oriented System, Java RBS; већина правила у XML
Euler	бесплатан	Претрага уназад, Java Rule System
ILOG Rules and JRules	комерцијалан	High-end C/C++, .NET и Java BRMS
Jess (Sandia Labs)	комерцијалан, бесплатан за академску заједницу	Java, Clips-sub-set RBS
Jena2 (HP Labs)	бесплатан	Java, Semantic Web Framework, RBS
JLog	бесплатан, отвореног кода	ProLog у Java систему
Pellet	бесплатан	OWL и OWL DL RBS, користи се са Jena или OWL API
ROWL	бесплатан	RBS yOWL-у, за Jess
SHOP (Универзитет Maryland)	бесплатан	Hierarchical Task Network
Sweet Rules (MIT)	бесплатан	Semantic Web Rules

Заједно са контролним информацијама, у бази знања су и правила и дефиниције атрибута који управљају информацијама које се саопштавају кориснику. База знања је састављена од изјава о експертизама које опонашају процес анализе које људи експерти спроводе у тражењу довољно знања да се дође до решења. Љуска експертног система мора да обезбеди капацитете и пружи неопходну подршку инжењеру знања у развоју базе знања, са крајњим циљем обављања задатака у реалном времену.

У механизму закључивања љуске експертног система, процес резоновања започиње провером постојећих чињеница како би се добило (изведено) знање. Овај процес иницира механизме претраге унапред и/или уназад у експертним системима



заснованим на правилима. Правила закључивања која постоје у механизмима за закључивање у љускама експертних система су састављена од кондиционалних „ако“ и „онда“ реченица у правилима чиме се у рачунарском систему олакшава пролаз из једног корака у наредне кораке.

### 7.5.2 JESS – љуска експертног система

Jess, акроним за Java Expert System Shell, је продукциони систем (rule engine) и програмски језик (тачније скрипт језика) развијен у Sandia National Laboratories (Sandia, 2015), (Sandia, 2013). Написан је у Јави програмском језику, тако да је идеална на правилима заснована технологија за повезивање и надоградњу софтверских система који су развијени у Јави. Синтакса Jess-а је веома слична CLIPS-у. Љуска експертног система CLIPS је систем отвореног кода, написан у програмском језику C, била је инспирација за развој Jess-а, па Jess има сличнију синтаксу овој љусци. Ипак Jess и CLIPS су различити и неповезиви системи. Jess конструкције типа (defclass, definstance, defmodule) имају у CLIPS-у потпуну другачију семантику, док друге (defrule, deffunction, defglobal, deffact, и deftemplate) су виртуелно идентичне.

Jess је и програмски језик основне намене и може директно приступати свим Јава класама и библиотекама, у чему делом и лежи снага Jess-а (Friedman-Hill, 2003). Опредељеност за примену Јава технологија у програмирању и развоју Веб-апликација, обезбеђује једноставнију (а делом и сигурнију) повезаност ове љуске са самом апликацијом. Ова „компатибилност“ Jess-а са Јавом обезбеђује да се апликација развија на један од 7 начина, од чистог Jess-а (без Јава кода), преко паралелне употребе Jess-а и Јава кода, до потпуног коришћења Јава кода који манипулише Jess-ом. Позивање Jess-а (и рад са њим) могуће је са командне линије, преко графичког корисничког интерфејса или уградњом у апликацију.

Jess користи унапређену форму добро познате методе која се назива *Rete algorithm* (*Rete* је латинска реч за *мрежу*) како би поклопила правила са радном меморијом, тако што се користи сет меморија како би задржао информације о успеху или неуспеху поклапања образаца током претходних циклуса. Rete алгоритам експлицитно компензује простор за брзину (Friedman-Hill, 2003). Сам Jess има команде које омогућавају жртвовање неких перформанси како би се смањило коришћење меморије.

Укратко, Rete algorithm елиминише неефикасност која се јавља код простих система за поклапање образаца тако што памти претходне резултате тестова током итерација у петљи правила. The Rete algorithm подразумева изградњу мреже чворова за

поклапање образаца. Jess користи много различитих врста чворова да представи много врста активност поклапања образаца. Такође постоје специфични чворови који се баве неким условним елементима као што су `not` и `test`, као и специфичним понашањем у неким чворовима како би извршили претрагу уназад.

Само се нови или обрисани елементи радне меморије тесирају у односу на правила која се извршавају при сваком кораку. Поред тога, Rete организује механизам за поклапање образаца тако да се ове нове чињенице тестирају само у односу на подсет правила која се можда могу поклопити.

Оновно опредељење за избор Jess љуске за изградњу експертног система била је могућност његове адаптивности. Међутим, постоји велики број љуски, од којих је део њих приказан табелом 7.7. Опредељење за Jess крије се у претходном позитивном искуству примене ове љуске за потребе других истраживања спроведених у ЛИПС-у (Лабораторији за Интелигентне Производне Системе) која постоји на Машинском факултету у Нишу. Са једне стране, како је већ поменуто, Jess има синтаксу сличну CLIPS-у, коришћену у изради Експертног система за пројектовање технолошких процеса при резању (Манић, 1995). Jess-ова компатибилност са Java програмским језиком, а нарочито са његовим развојним окружењем разлог су сигурнијој компатибилности пројектованих система, посебно оних који морају да сарађују са другим апликацијама и програмима. Та предност искоришћена је у истраживања приликом развоја адаптивних система за управљање пословним процесима (Мишић, 2010), а потврђена је и у раду (Мишић, et al., 2010). Примена ове љуске у процесима избора одриварајућег остеофиксационог материјала помоћу одређених правила, успешно је представљена у раду (Мишић, et al., 2015). Почетним истраживањима у оквиру ове дисертације, проверен је концепт развоја експертног система за избор материјала имплантата, што је представљено у раду (Ristić, et al., 2016).

Потврђена успешност рада система, заправо представља познату технологију која добро комуницира са другим апликацијама у другом окружењу. Ово претходно показано знање потврђено искуством у овим истраживањима допринело је опредељивању за избор Jess експертне љуске са будући механизам закључивања адаптивног експертног система. Како је Jess систем доступан академској заједници као бесплатан, под одређеним околностима, за потребе истраживања у области ове дисертације, склопљен је и уговор<sup>29</sup> о коришћењу Jess-а са носиоцем права Sandia National Laboratories.

---

<sup>29</sup> Уговор о коришћењу JESS софтвера за академску заједницу, Research Agreement for Jess, No. #15N08123.

## 8. АДАПТИБИЛНИ ЕКСПЕРТНИ СИСТЕМ ЗА АНАЛИЗУ ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ ПЕРСОНАЛИЗОВАНИХ ИМПЛАНТАТА

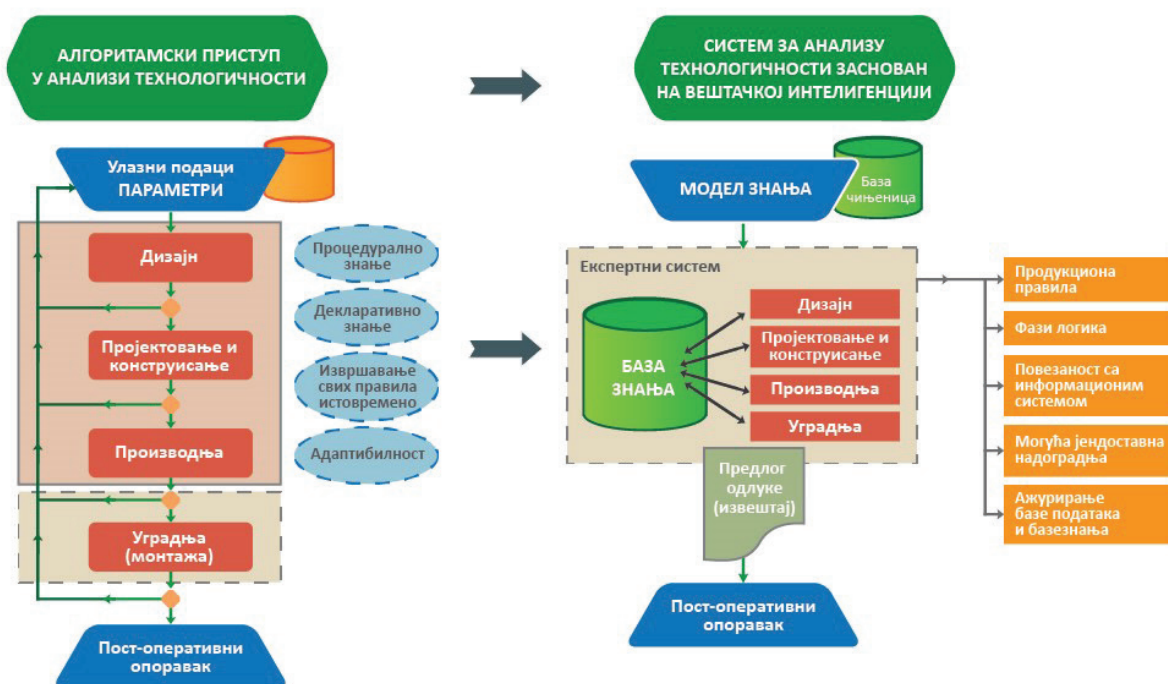
За процену анализе технологичности персонализованог имплантата, развијен је концепт система заснован на методама вештачке интелигенције. Претходна поглавља су детаљно објаснила значај, пројектовање и употребу персонализованих имплантата, са освртом на запреминске коштане персонализоване имплантате у ортопедији. Анализа технологичности, као методологија процене израдивости осмишљене конструкције, указује на сложеност, јединственост и непоновљивост производа какав је персонализовани имплантат, стављајући акценат да је број потребних производа само један. Како би анализа технологичности била аутоматизована, 3Д модел објектно оријентисаног производа мора бити параметарски пројектован помоћу техничких елемената (геометријских, технолошких, производних, елемената знања, итд.). Процена технологичности виртуелног модела производа укључује употребу рачунара односно софтверских пакета који користе методе вештачке интелигенције. Међу овим методама, у случају анализе технологичности персонализованог имплантата, као оптимална метода за решавање овог проблема, препознат је на знању заснован систем.

Системи засновани на знању омогућују унос експертног знања у систем како би исти опонашао знање и начин закључивања експерта када он није присутан (или чак није ни део тима). Коришћењем експертних љуски, ови системи се пројектују као адаптивни, односно дозвољавају накнадне измене или унос новог знања (правила), при чему систем не треба концепцијски мењати, односно не захтева се велика потреба за изменама постојећег пројектованог система. Такав концепт, за разлику од процедуралних система, обезбеђује једноставну измену и надоградњу, што не би био случај код алгоритамских или класичних експертних система. Заправо алгоритамски приступ може имати и велике недостатке који су последица извршавања редоследа дефинисаних корака. Тако посматрано, уградња имплантата је завршна активност.

Дефинисањем декларативног знања у форми правила обезбеђује се њихово активирање (окидање) одмах по иницијалном уношењу параметара, што би у случају информационог система било на самом почетку, попуњавањем основних података о пацијенту. Оваква одлука нема утицај на правила којима се дефинише материјал

имплантата и његов технолошки поступак израде (не директно). Међутим, ова правила снажно утичу на облик конструкције и веома често могу да укажу на потребе за редизајном модела.

Ток развоја концепта система за анализу технолошкости, праћен препознавањем значаја декларативног знања и његове имплементације у систем за анализу технолошкости приказан је на слици 8-1. Овакав развој одговара интегралном развоју производа, у односу на (условно посматрано) алгоритамско секвенцијални – првобитни концепт.



Слика 8-1. Ток развоја система за анализу технолошкости

Методологија пројектовања за производњу подржава приступ анализи технолошкости разматрањем захтева конструкције и могућности производње. Како фаза уградње имплантата утиче на дизајн производа, важно је у концепт анализе технолошкости укључити и уградњу (монтажу). Уколико се ова фаза не буде сагледала током пројектовања имплантата она може да у великој мери утиче на редизајн имплантата и завршне фазе његове израде (попут наношења превлака или стерилизације). Продукциони системи засновани на знању обезбеђују окидање правила, увек када се појави релевантна чињеница, односно када постоји потреба позивања извесног правила. Потреба за могућим редизајном имплантата указала је на потребу, да се пре оцене материјала, технологије и цене, позивања модула који ће на самом почетку верификовати предложени дизајн имплантата.

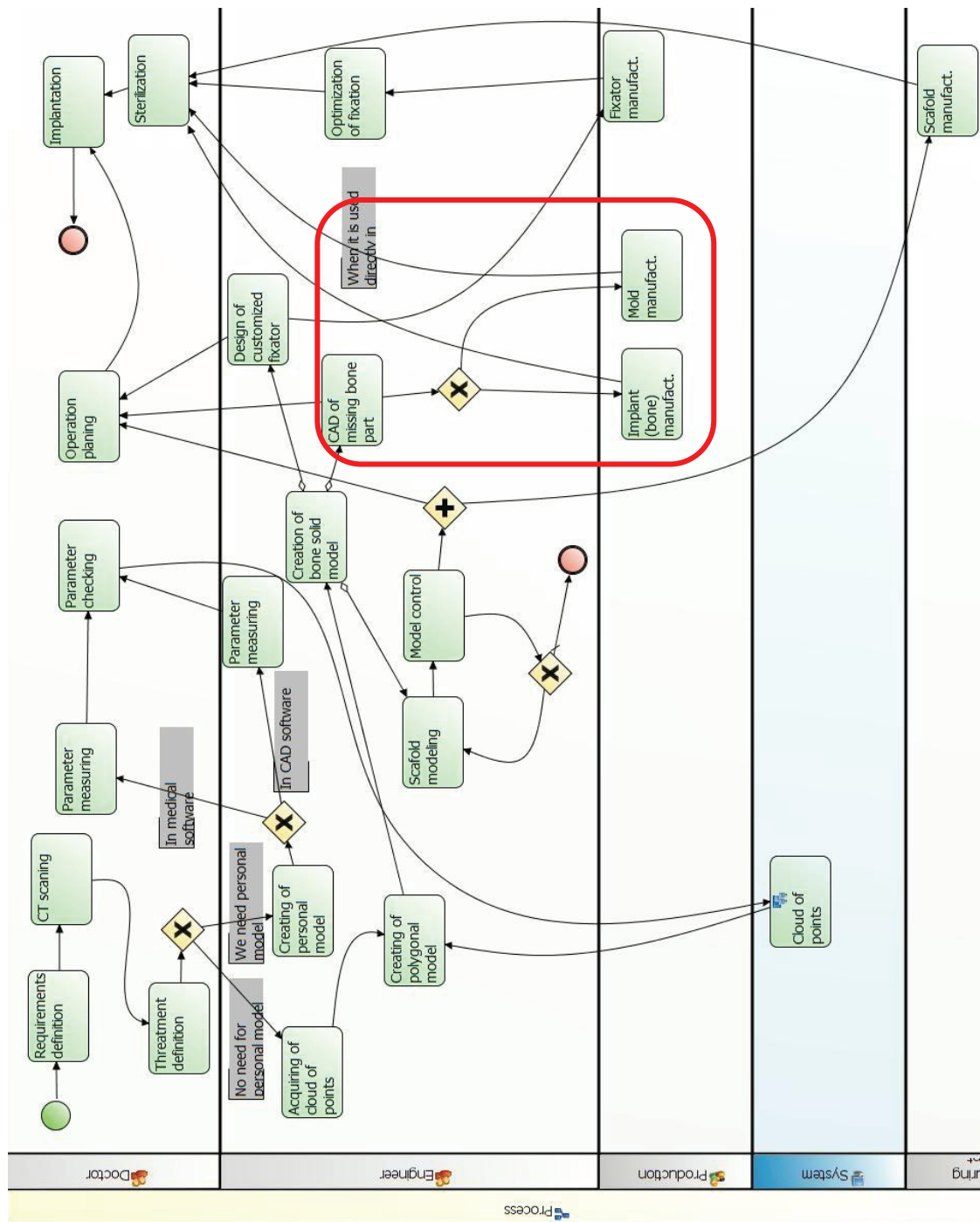
Препознавањем декларативног знања и потребе за истовременим извршавањем активности, унапређен је алгоритамски концепт у систем заснован на методама вештачке интелигенције. Даљим развијањем система за анализу технологичности, анализирани су потенцијалне методе вештачке интелигенције и препознати су системи засновани на знању као адекватан приступ репрезентације експертског знања. Развијањем оваквог основног система, показало се да добијени резултати дискретном логиком искључују нека веома слична или блиска решења. Због тога је класична Булова логика замењена фази логиком, и као резултат је конципиран **фази експертни систем** који интерпретира резултате на начин који је разумљивији и прихватљивији човеку.

Модуларност пројектованог система обезбеђује независтан рад модула током закључивања, тако да се различити приступи и технологије могу применити. Конкретно модул за избор класе материјала ради по принципима Булове логике, док модул за избор материјала ради са извесним степеном неодређености заснован на лингвистичким варијаблама фази логике.

## 8.1 Концепт система за анализу технологичности

Срж пројектованог система за анализу технологичности персонализованих имплантата чини љуска експертног система. Љуска је заправо експертни систем са празном базом знања, али са дефинисаном структуром чиме се обезбеђује унос знања, као и једноставна измена унетог знања. Управо та особина је искоришћена за развој адаптивбилног експертног система као алата вештачке интелигенције за подршку систему за анализу технологичности персонализованог имплантата.

У пословним процесима могуће је управљати и пратити токове информација као и саме пословне активности. Системи као што су WfMS обезбеђују, између осталог, и визуелизацију тока пословних процеса, наглашавајући повезаност самих активности које се могу одвијати на различитим локацијама или у различитим компанијама, ако је такав концепт система. У условима пројектовања и израде персонализованих имплантата, ове активности се одвијају и на клиници и у производном погону, а могу да укључе и друге учеснике у пословним активностима и да интегришу целокупан ток информација у један модел система. Један такав модел система, са активношћу „анализа технологичности“ представљен је на слици 8-2.



Слика 8-2. Систем за управљање и праћење пословних процеса пројектовања и производње персонализованог имплантата.



„Позивањем“ активности „анализа технологичности“ покреће се систем за анализу технолоичности. Улазни подаци уносе се из модела знања персонализованог имплантата, у информациони систем. Такви подаци су подаци везани за пацијента о његовим годинама, полу, узроку/трауми, анализама, дијагнози итд. Сви ови подаци представљају основне податке и део су информационог система. Са друге стране, модел знања персонализованог имплантата који садржи податке о геометрији, структури, захтеваним механичким својствима, физичким карактеристикама, биолошким особинама и другим атрибутима персонализованог имплантата може да буде унет у WfMS и такође представља улазне податке у систем за анализу технологичности персонализованих имплантата.

Покретањем система, корисник комуницира са експертним системом, дајући одговоре на питања помоћу корисничког интерфејса. На тај начин се активирају правила чији је условни део задовољен. Добијени резултат(и) анализе технологичности се у форми извештаја или препорука саопштавају кориснику и постају саставни део информационог система. На тај начин систем за праћење и управљање пословним процесима, извршавањем анализе технологичности, добија нове информације. Особе које управљају пројектом одлучују да ли ће и коме бити прослеђене ове информације, али и процењују њихов утицај на остале активности.

## 8.2 Предности пројектованог адаптивбилног експертног система

Главни недостатак специјализованих експертних система, поред високе цене, је немогућност прилагођавања система корисницима. Због тога је на самом почетку истраживања било јасно да се требају користити софтверски алати који ће обезбедити могућност једноставне надоградње будућег система. Такву могућност пружају експертне љуске, чију базу знања је могуће мењати, надограђивати, односно прилагођавати потребама корисника. Уз све то, не захтева се процедурално програмирање, већ је рад са декларативним знањем. То обезбеђује минималне напоре при потребним изменама система, као што је и поменуто претходно на слици 8-1. Основна тежња ка изградњи интелегентног производног система захтева да систем обезбеди методама вештачке интелигенција одређени степен адаптивбилности. Та адаптивбилност применом експертне љуске Jess, односно специфичног механизма резоновања, обезбеђује изградњу адаптивбилног експертног система. Основне одлике адаптивбилног експертног система су:



- *могућност једноставног ажурирања базе знања*, на релативно једноставан начин без потребе за великим напорима у области програмирања,
- *поседује могућност надоградње и повезивања са другим системима*, чиме се побољшавају перформансе целокупног система;
- *интеграција са другим програмима (активностима) унутар мреже информационог система*;
- *поседује велику брзину у раду*, јер систем није оптерећен другим правилима и процедурама;
- *има отворену, прошириву и прилагодљиву структуру*, односно способност да, током рада (без прекида програма) креира нове улазе и излазе, релације, модуле, итд.
- *способан је да сачува све податке које зна и које ће у будућности знати*, што му обезбеђује проширива база података креирана у ексел фајлу;
- *поседује способност да адаптира on-line, поступан, дуготрајни начин рада* где се нови подаци (у бази података или бази знања) користе чим постану доступни, аутоматским покретањем система, односно окидањем правила;

### 8.3. Веб сервиси и сервисно оријентисана архитектура

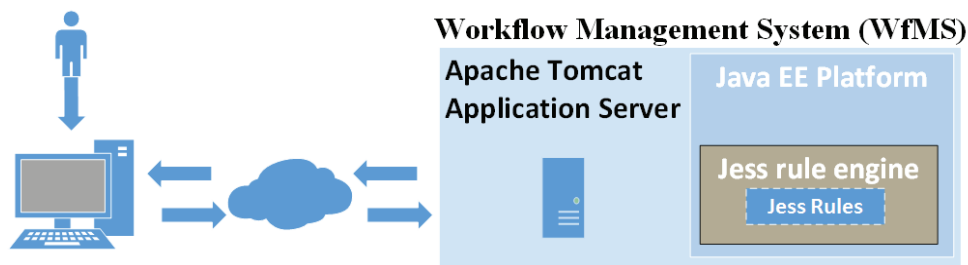
Интензиван развој веб технологија допринео је не само прикупљању великог броја података у реалном времену (*real time*), са великог броја географски различитих локација, већ и тренутном представљању корисницима. Ту се пре свега мисли на нове генерације дистрибуираних рачунарских технологија: *Cluster computing*, *Grid computing* и *Cloud computing*. Оне су биле предуслов за развој новог погледа на софтверске апликације тзв. сервисно оријентисан веб програм. Развијен је велики број софтверских алата и протокола који су били строго оријентисани ка решавању проблема у овој области. То су пре свег XML (*Extensible Markup Language*), WSDL (*Web Service Description Language*), UDDI (*Universal Description, Discovery and Integration*), LINQ (*Language-Integrated Query*) и др. Поред тога развијени су и *Representational State Transfer* (REST) и *Simple Object Access Protocol* (SOAP), који омогућавају да се преузимају подаци из различитих извора и исти шаљу ка веб сервисима: Ове технологије (или протоколи) имају и могућност да користе механизме за размену порука као што су E-mail, SMS или да размењују поруке путем друштвених мрежа и блогова (Beraka, et al., 2012).

Веб сервиси представљају један нови поглед на развој апликација које се примењују на Интернету. Њихов основни циљ је да омогуће повезивање разнородних информационих система који су инсталирани у дистрибуираним окружењима. У суштини, они представљају једну врсту дистрибуиране апликације која се састоји од више апликационих функција које можемо програмски позивати са било ког места које има могућност Интернет конекције. При томе корисник и пружалац тих апликација користе систем порука како би разменили своје захтеве и одговоре, најчешће преко HTTP (*Hyper Text Transfer Protocol*) протокола, а да при томе та комуникација уопште не зависи од ресурса које поседују како пружилац тако и корисник тих услуга. Другим речима веб сервис уопште није везан за одређену како хардверску тако и софтверску платформу коју користе обе стране у комуникацији. Довољно је само да подржавају неки од протокола за размену информација као што су HTTP или SMTP. Типична архитектура у којој се користе веб сервиси је клијент-сервер архитектура, што омогућава да једна мрежна компонента може имати улогу провајдера сервиса, корисника сервиса или брокера сервиса. Својом једноставношћу и великим могућностима које пружају они су данас постали саставни део готово свих савремених информационих система.

## 8.4 Веб експертни систем

Веб експертни систем представља једну сложену веб-апликацију помоћу које се комуницира са експертним системом. Постоји више начина на које један веб експертни систем може да се реализује.

За развој овог система за анализу технологичности коришћен је *spring framework* за развој REST веб сервиса. За компајлирање (билдовање) апликације коришћен је Maven, а за поједностављивање конфигурације пројекта коришћен је Spring Boot. Он такође у сам пројекат уграђује веб сервер који се користи за обраду HTTP захтева. За потребе система коришћен је Tomcat сервер. Веб сервиси на серверској страни помоћу одговарајућих библиотека комуницирају са JESS експертном љуском, као и са његовим додатком за рад са фази вредностима FuzzyJess, слика 8-3. Чињенице са којима ради JESS се чувају у његовим интерним `src` фајловима, а због једноставности коришћења развијен је и систем за читање чињеница из табела (ексел фајлова) помоћу библиотеке Apache POI. Корисник са системом комуницира помоћу било ког веб читача.



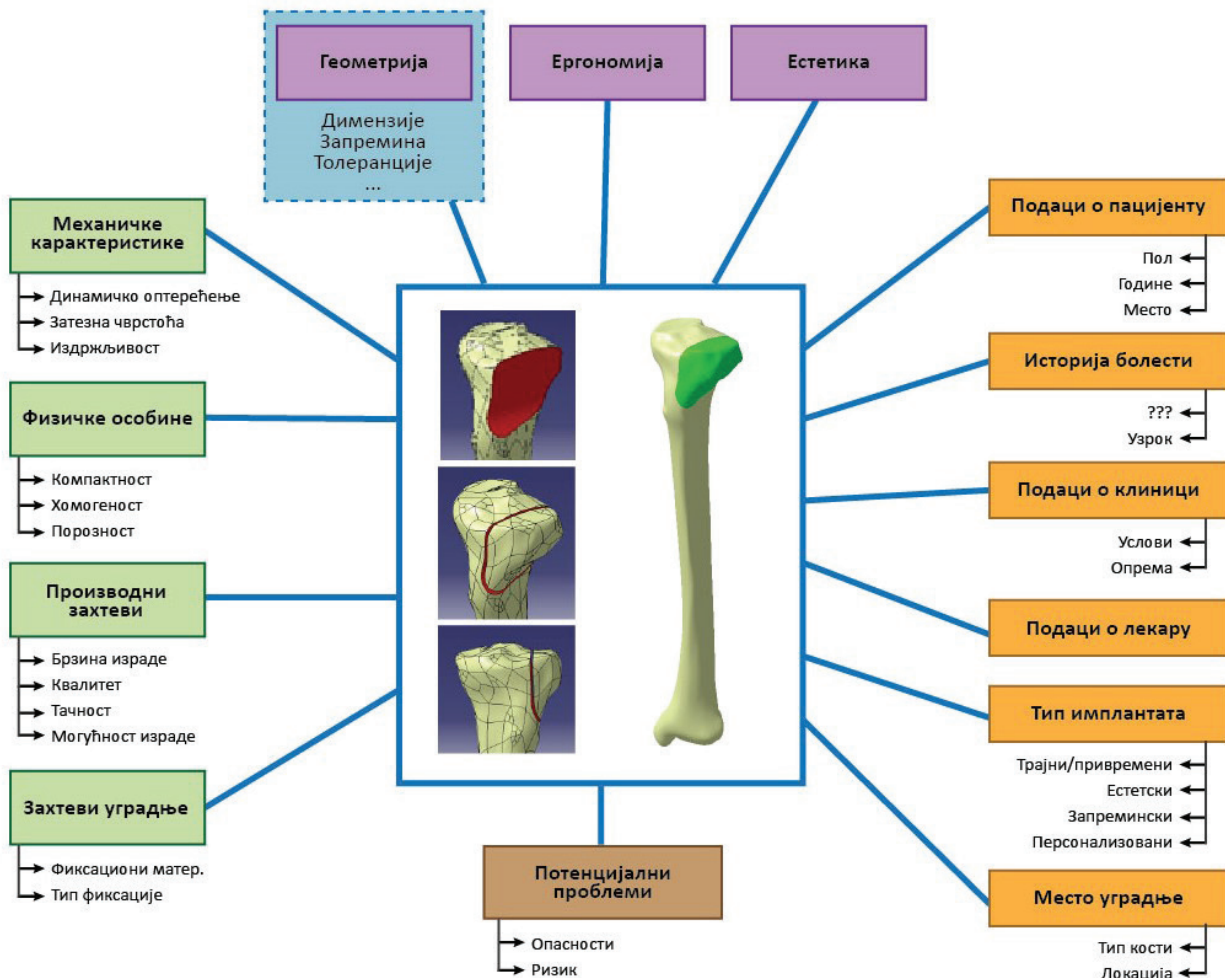
Слика 8-3. Архитектура веб-апликације засноване на правилима.

На клијентској страни су поред стандардних HTML, CSS и JavaScript технологија коришћене и библиотеке jQuery и Bootstrap које знатно обогаћују кориснички интерфејс, како естетски тако и функционално, и знатно убрзавају и олакшавају развој клијентског дела било које веб апликације. Након што корисник попуни веб форму, унети подаци се шаљу путем HTTP протокола серверу који затим ове податке прослеђује одговарајућем веб сервису. Веб сервис на основу добијених података покреће Jess експертну љуску, чита неопходне чињенице из excel или csv фајла, извршава дефинисана правила и враћа резултат веб сервису. Добијени резултати се прослеђују tumeleaf темплејтинг механизму који затим те податке уграђује у HTML и добијени HTML прослеђује назад веб читачу корисника.

## 8.5 Модел знања персонализованог имплантата

Улаз у експертни систем представља модел знања о персонализованом имплантату. Један од најважнијих задатака у дефинисању модела знања је правилно структурисање податка. На тај начин се знање о самом персонализованом имплантату, са свим својим карактеристикама, приказује као чињенице о имплантату. Такво знање служи да би се модел у потпуности дефинисао. Структура модела знања персонализованог имплантата, који је развијан и дефинисан за потребе дисертације, приказан је једним својим делом на слици 8-4.

Модел знања персонализованог имплантата је развијен да својом структуром у потпуности дефинише потребне чињенице. Знање представљено чињеницама је основа за рад са објектима при програмирању експертног система заснованог на продукционим правилима. Карактеристике (чињенице) одређују циљане особине које потенцијални материјал треба да испуни, како би исти био израђен одговарајућим технолошким поступком.



Слика 8-4. Структура модела знања персонализованог имплантата

Овако осмишљен модел знања персонализованог имплантата може се примењивати и на имплантате који се израђују у случају насталог прелома. При чему би сада описан модел знања садржао информације као што су:

- АО/ОТА Класификација фрактуре,
- Положај линије прелома,
- Оштећење крвних судова и живаца,
- Оштећење мишића и тетива,
- Узрок фрактуре (траума / спонтани - обољење),
- Стање континуитета коже након фрактуре (отворени / затворени),
- Тежина прелома (сложени или сегменти / прости или напрснућа),
- Врста прелома (затворен / отворен / вишеструки / коминутивни / у облику зелене гранчице / спирални)

На тај начин модел знања о персонализован имплантату представља скуп информација и података обликованих у знање. Ово знање је ради лакше употребе класификовано у извесне целине. Детаљније, за потребе употребе ових чињеница у експертном систему, ове табеле садрже и друге параметре као што су:

- скраћени назив или име параметра,
- тип
  - бројчана једнозначна вредност
  - бројчани опсег вредности
  - дискретна вредност
  - вишезначна вредност
  - лингвистичка варијабла
- скуп вредности
- јединица мере, итд.

Формирање потпуног модела знања представља улаз за пројектовани систем за анализу технологичности персонализованог имплантата.

Модел знања персонанизованог имплантата дефинисан је скупом правила. Активирањем правила претражују се информације о имплантату обликоване у извесне чињенице или параметре. Да би ови подаци били коришћени као знање о имплантату неопходно је да правила која се извршавају претраже ове чињенице, и да након тога употребе ту чињеницу при закључивању, односно да последична реакција правила буде сврсисходна.

Модел знања персонализованог имплантата приказаног на слици 8-5 садржи 113 чињеница које су ради лакше употребе представљене у подгрупе као што су: геометрија имплантата, механичке карактеристике, захтеви уградње, подаци о пацијенту, лекару, клиници, производним захтевима, као и потенцијалним ризицима од отказивања имплантата.

Основни подаци о пацијенту јесу саставни део модела знања персонализованог имплантата. Генерално, подаци о пацијенту постоје у информационом систему здравствене установе, али је важно да те информације буду уграђене у модел знања о персонализованом имплантату. Један део модела знања о личним подацима пацијента уграђеним у модел знања о имплантату приказан је табелом 8.1.

Табела 8.1 - Основне информације о пацијенту уграђене у модел знања персонализованог имплантата

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
1.	Пол пацијента	мушки / женски	<i>Мушки</i>
2.	Старост	године	<i>34</i>
3.	Држава	Србија / Велика Британија / ...	<i>Србија</i>
4.	Град	Ниш, Крагујевац, Београд,...	<i>Ниш</i>
5.	Дијагностика	СТ / MRI	<i>СТ</i>
6.	Узрок	обољење / прелом	<i>Обољење</i>
7.	Врста	тумор, остеопороза, рахитис, ...	<i>Тумор</i>
8.	Оптерећеност	Изложеност физичком оптерећењу у свакодневном животу	<i>Средње</i>
9.	Употреба лекова	Употреба лекова који могу бити у супротности са терапијом	<i>Не</i>

Сваки имплантат има своје јасно одредиште где треба бити уграђен, почев од тога којој области медицине припада, па до тачне локације (позиције) на којој имплантат треба уградити. Основне информације о месту примене имплантата приказане су табелом 8.2.

Табела 8.2- Део модела знања персонализованог имплантата са основним информацијама о месту примене

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
10.	Место примене имплантата	Ортопедија / Кардиологија / ...	<i>Ортопедија</i>
11.	Тип кости	Дуге / Кратке / Пљоснате / Мешовите	<i>Дуге кости</i>
12.	Генерални облик	Кост / Зглоб	<i>Кост</i>
13.	Локација кости на телу	Глава / Грудни кош / Рука / Доњи екстремитет / ...	<i>Доњи екстремитет</i>
14.	Тип кости	Кости карличног појаса (Os coxae; Ossacrum) / Кости слободно покретног дела екстремитета (Femur; Patella; Fibula; Tibia; Кости стопала)	<i>Кости слободно покретног дела екстремитета</i>
15.	Врста кости	Femur / Patella / Fibula / Tibia / Кости стопала (ossa tarsalia; ossa metatarsalia; ossa digitorum pedis)	<i>Тибиа</i>
16.	Локација на кости (део кости)	Дистални / Проксимални / Корпус (средишњи део – врат)	<i>Проксимални</i>
17.	Оријентација локације	Медијални / Латерални	<i>Латерални</i>

Модел знања имплантата треба да садржи и описе који су обично очигледни, као што је нпр. карактеристика „разлог уградње имплантата“, где су могући разлози естетика

или санирање болести. Једним делом модел знања описује и ове карактеристике, а извод ових особина приказан је табелом 8.3

Табела 8.3 - Модел знања о намени персонализованог имплантата

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
18.	Разлог уградње импланта	естетика / санирање болести / санирање повреде	<i>санирање болести</i>
19.	Операциони захват	калемљење / уградња имплантата	<i>уградња имплантата</i>
20.	Тип имплантата	стандардни / персонализовани	<i>персонализовани</i>
21.	Трајност	привремени / трајни	<i>трајни</i>

Геометријски модел знања користи податке садржане у стаблу модела персонализованог имплантата. Такво знање, са додатним описом представља део модела знања персонализованог имплантата приказаног у табели 8.4.

Табела 8.4 Приказ дела модела знања персонализованог имплантата – геометрија

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
22.	Сложеност облика	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	<i>изузетно велика</i>
23.	Опис облика	штап / плочица / љуска / запремински / скафолд	<i>запремински</i>
24.	Максимална дужина – X	(вредност) mm	<i>31 mm</i>
25.	Максимална ширина – Y	(вредност)	<i>14 mm</i>
26.	Максимална висина – Z	(вредност)	<i>42 mm</i>
27.	Минимална дебљина	(вредност)	<i>1 mm</i>
28.	Запремина имплантата	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	<i>средња</i>
29.	Величина запремина	(вредност) cm <sup>3</sup>	<i>7,65 cm<sup>3</sup></i>
30.	Толеранције	(квалитет) IT	<i>висок</i>

Важне чињенице у моделу знања персонализованог имплантата представљају подаци о биомеханичким карактеристикама које имплантат треба да задовољи. Приказ неких карактеристика дат је у табели 8.5.

Табела 8.5 - Приказ дела модела знања персонализованог имплантата о биомеханичким особинама

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
31.	Биокомпатибилност	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	<i>изузетно велика</i>
32.	Отпорност на корозију	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	<i>велика или изузетно велика</i>
33.	Отпорност на хабање	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	<i>велика или изузетно велика</i>
34.	Биоразградивост	да / не	<i>не</i>



35.	Порозност	да / не	не
36.	Модул еластичности	изузетно мали / мали / средњи / велики / изузетно велики	мали или средњи (приближан кости)
37.	Затезна чврстоћа	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	велика или изузетно велика
38.	Граница еластичности	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	велика или изузетно велика
39.	Динамичко оптерећење	изузетно мало / мало / средње / велико / изузетно велико	велика или изузетно велика
40.	Густина	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	мала
41.	Растегљивост	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	мала

Модел знања персонализованог имплантата садржи и поједине карактеристике које указују на начин израде и избор оптималног технолошког поступка израде персонализованог имплантата. Поред података о геометрији и материјалима, који дефинишу и одређују избор процеса и самог поступка, у табели 8.6 приказан је делимичан модел знања о технолошким поступцима уграђен у целокупан модел знања о персонализованом имплантату.

Табела 8.6 - Модел знања о технологији израде персонализованог имплантата.

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
42.	Брзина израде	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	изузетно мала
43.	Тачност израде	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	изузетно велика
44.	Храпавост површина ка меком ткиву	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	изузетно мала
45.	Квалитет храпавости површине ка меком ткиву	N1 до N12	N5 (2-3 $\mu$ m)
46.	Технологија завршне обраде ка меком ткиву	глодање / полирање / пескарење / ...	полирање
47.	Храпавост површина ка тврдом ткиву	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	велика
48.	Квалитет храпавости површине ка тврдом ткиву	N1 до N12	N9/N10 (500-900 $\mu$ m)
49.	Технологија завршне обраде ка тврдом ткиву	глодање / полирање / пескарење / ...	* без завршне обраде

Са друге стране, модел знања о персонализованом имплантату садржи информације о начину уградње имплантата или о „радном веку“ имплантата. Приказ таквих чињеница дат је у табели 8.7.

Табела 8.7 - Чињенице о начину уградње уграђене у модел знања о персонализованом имплантату.

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
50.	Време трајања	изузетно мало / мало / средње / велико / изузетно велико	<i>изузетно велико</i>
51.	Начин уградње	спољашњи фиксатор / имплантат / унутрашњи фиксатор	<i>имплантат</i>
52.	Начин фиксације	спољашњи / унутрашњи	<i>унутрашњи</i>
53.	Извођење фиксације	завртњеви, жица, плочице, игле, ...	<i>завртњеви</i>
54.	Број завртњева	(комада)	2 <i>(зависно од година)</i>

Претходно наведене табеле представљају структурисане и класификоване чињенице о моделу знања персонализованог имплантата. Поред њих, постоје и друге чињенице које дефинишу потпун модел знања персонализованог имплантата. Такве чињенице приказује табела 8.8.

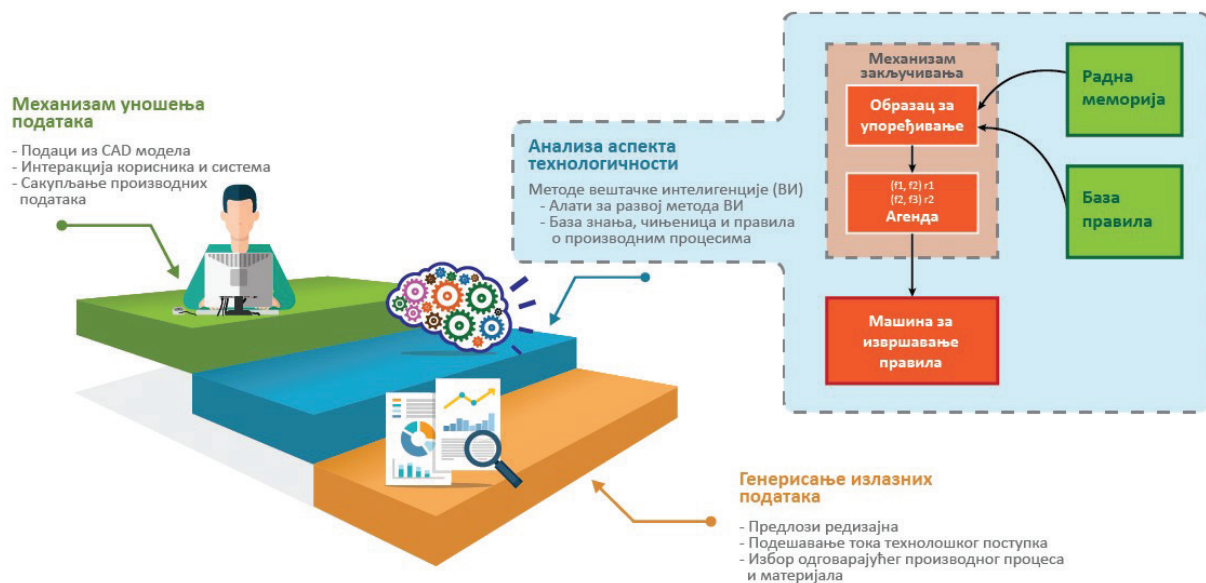
Табела 8.8 - Приказ других чињеница из модела знања персонализованог имплантата.

	Назив потребне карактеристике	Опис	Карактеристика
55.	Захтевани ниво биокompatбилности	стандард – правилник	ISO 10993-1
56.	Технике стерилизације	стандардне технике	<i>аутиклав</i>
57.	Заштитне превлаке	превлака слојем НА или CaP	<i>не</i>
58.	Цена материјала	изузетно мала / мала / средња / велика / изузетно велика	<i>средња</i>
59.	Сличност	да ли постоји сличан или стандардни имплантат	<i>не</i>

Модел знања персонализованог имплантата представља основу за извршавање анализе технологичности методама вештачке интелигенције. Описани пример модела знања персонализованог коштаног ортопедског имплантата представљаће улазне податке у систем за анализу технологичности, без обзира да ли се подешавања уносе мануелно или директно из информационог система (што зависи од расположивих ресурса и капацитета).

## 8.6 Структура система за анализу технологичности персонализованог имплантата

Структура развијеног система за анализу технологичности персонализованих имплантата треба да обезбеди сигуран и једноставан унос података. Са једне стране ту су подаци из CAD модела, али и други производни подаци. Уношење података врши се преко механизма за унос података, за који се дизајнира кориснички интерфејс. На тај начин обезбеђује се основа за покретање Система. Како су методе вештачке интелигенције веома погодне за развој оваквог система, централно место у Систему заузимају алати за развој метода вештачке интелигенције, што је и приказано на слици 8-5. С обзиром на то да је овај Систем заснован на знању, важну улогу имају база знања (правила), чињенице и механизам закључивања. На крају, систем генерише излазне податке и одређеној форми их доставља кориснику, кроз информациони систем.



Слика 8-5. Систем заснован на продукционим правилима као техника вештачке интелигенције у систему за анализу технологичности

Једна од предности овако пројектованог система за анализу технологичности персонализованог имплантата огледа се у могућој модуларности система. Модуларност обезбеђује извршавање одређених задатака на релативно независан начин од целог система. Тиме се обезбеђује да пројектовани систем не буде преобиман и да постојање великог броја чињеница и правила оптерети систем, чиме би се нарушила његова стабилност, односно угрозила радна меморија система.

Пројектовани систем је модуларног типа и састоји се из пет модула:

1. Модул за оцену дизајна имплантата
2. Модул за избор класе материјала
3. Модул за избор типа материјала
4. Модул за избор технолошког поступка
5. Модул за оцену цене имплантата

На слици 8-6 шематски је приказан концепт система за анализу технолоичности персонализованог имплантата. Подељеност система на модуле, не ограничава доступност расположивог знања система или доступне чињенице, осим ако то није дефинисано системом, тачније извесним правилима унутар система. Са друге стране, систем у сваком од модула користи податке о моделу имплантата које је дефинисано на улазу у систем.

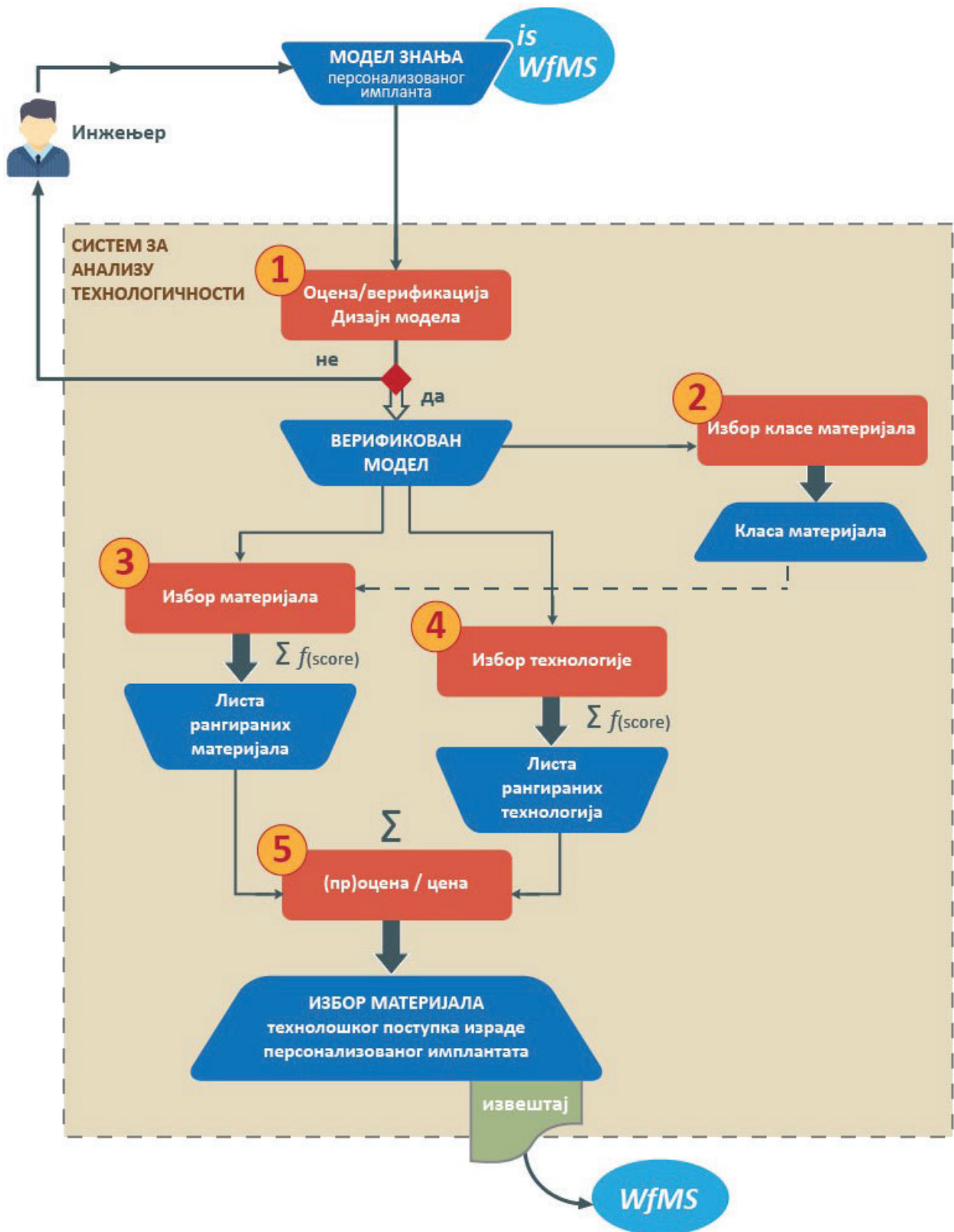
*Систем је пројектован да ради на два начина:*

- 1) Уносом података кроз веб-апликацију и непосредном комуникацијом система и корисника помоћу корисничког интерфејса; и
- 2) Повезивањем са WfMS информационим системом одакле се позивају постојећи подаци, који представљају улаз у систем.

У случају уноса података кроз форме веб-апликације, као што су подаци о пацијенту, или подаци о карактеристикама материјала, корисник је тај који дефинише улазне параметре система. Овакав систем нема висок степен аутоматизације, већ захтева поновни (мануелни) унос података који већим делом постоје и раније су уношени (при отварању картона пацијента, историје болести и сл.).

Како ови подаци већ постоје у информационом систему, друга варијанта пројектованог система за анализу технолоичности почиње свој рад позивањем одговарајућег веб сервиса из WfMS-а, односно прослеђивањем улазних чињеница у JSON формату.

У случају постојања виртуелног предузећа, које колаборацију између свих заинтересованих страна и свих чиниоца унутар пројекта остварује захваљујући информационом систему, улазни подаци у систем за анализу технолоичности достављају се директно из информационог система.



Слика 8-6. Концепт система за анализу техничности персонализоваог имплантата

На тај начин се обезбеђује да основни подаци о пацијенту (године, пол, и сл.), као и подаци које уноси доктор (о типу интервенције, узроку, дијагнози, обављеним анализама али и захтевима које доктор има ка имплантату који треба да се изради) или инжењер (о доступним материјалима, обрадивости материјала, расположивим технологијама, технолошким ограничењима и сл.) буду ускладиштени на адекватан начин унутар информационог система (као што је нпр. WfMS-MD).

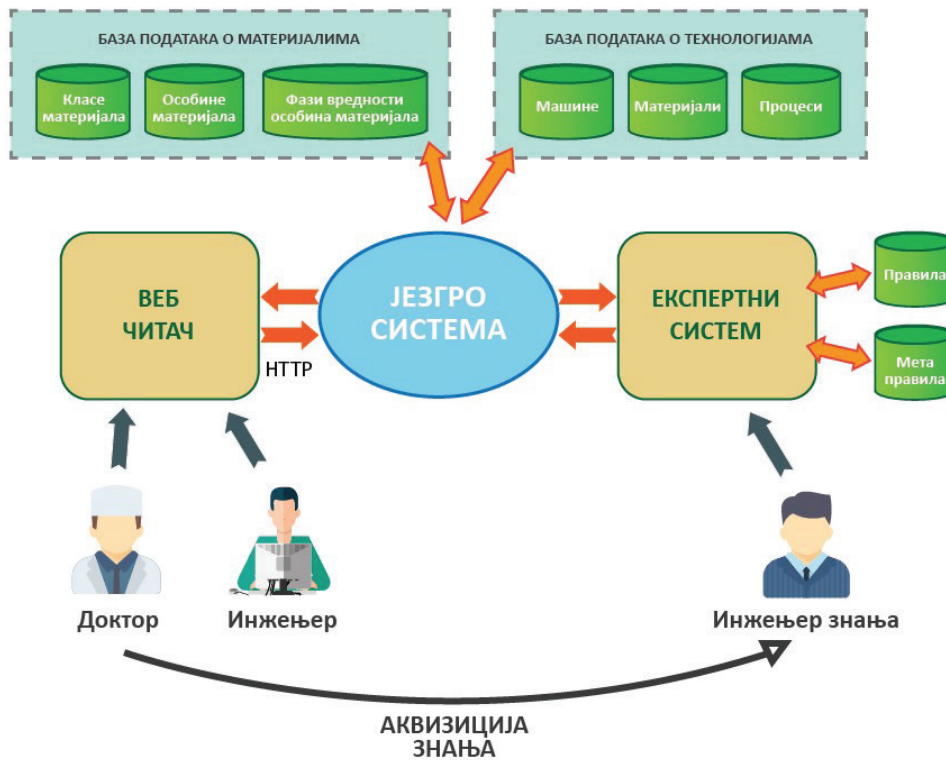
Прослеђивањем ових података систему за анализу технолоичности, односно његовим модулима, обезбеђује се подешавање система за анализу технолоичности и знатно аутоматизује процес доношења одлука о потребном материјалу и начину техношког поступка израде персонализованог имплантата, узимајући у обзир, поред ограничења и рангираних перформанси, и циљану цену.

## **8.7 Врсте анализа технолоичности система – модули адаптивилног експертног система**

Модуларност система, приказаног сликом 8-7, обезбеђује кориснику добијање информација или предлога решења о извесном проблему на релативно једноставан начин, чинећи тако да се корисник, током рада у апликацији, осећа пријатно и сигурно. Ово је делом и заслуга саме веб-апликације и њеног корисничког интерфејса. Ипак, у обради података и процесу доношења одлука, модул је тај који је одговоран за тачност датог решења и квалитет комуникације између љуске експертног система и веб-апликације.

Експертна љуска је програм који је припремљен за извршавање правила, односно, који у себи садржи машину за закључивање и машину за извршавање правила. У програмерском смислу експертне љуске су рачунарски програми писани у неком програмском језику. За академска истраживања Jess експертна љуска је доступна бесплатно и са комплетним Јава кодом. Пошто је писан у Јави, то је могућа релативно једноставна интеграција са другим програмима, а најлакше је то урадити ако су и ти други програми писани у Јави (Мишић, et al., 2015). Приказ дела комуникације у систему за анализу технолоичности приказан је на слици 8-7.





Слика 8-7. Комуникација у систему за анализу технологичности персонализованог имплантата

Претходно поменутих 5 модула адаптивног експертног система (поглавље 8.5): Модул за оцену дизајна имплантата, Модул за избор класе материјала, Модул за избор типа материјала, Модул за избор технолошког поступка, и Модул за оцену цене имплантата биће објашњени у наставку.

### 8.7.1 Модул система анализе технологичности за оцену дизајна

Хронолошки гледано фаза уградње је последња фаза у процесу пројектовања и израде имплантата. Уколико би се у овој фази приметила и унела одређена измена, она би снажно утицала на комплетан процес пројектовања и израде модела. Тиме се потврђује улога симултаног пројектовања и тежња ка интегралном развоју производа, како би се све могуће измене сагледале у најранијим фазама (пројектовања).

На пример, модел персонализованог ортопедског коштаног имплантата је дизајниран као компактан, без отвора за његову фиксацију. На кориснику је да одлучи да ли ће отвори бити одмах израђени, или ће се бушење отвора вршити у операционој сали. Систем поставља кориснику питања о том процесу типа: **Каква ће бити фиксација (унутрашња или спољашња)? Чиме ће бити извршена уградња? Да ли ће отвори за завртњеве бити израђени одмах или накнадно у операционој сали?**



Одговори на ова питања активирају правила, па након уноса овог блока одговора и извршавања правила, систем може кориснику приказати препоруку о начину фиксације, али и да покаже са колико завртњева је потребно извршити фиксацију имплантата. Ова препорука је веома важна јер утиче на редизајн модела персонализованог имплантата. Тачније, препорука о редизајну модела се шаље пројектанту, на коме је да сада изврши измене и достави нови модел.

Пројектовани персонализовани имплантат трпи завршна подешавања активношћу хирурга, који проверава како и у којој мери модел имплантата одговара пацијенту, а затим и доноси одлуку о начину уградње имплантата. У том делу могућа су извесна фина подешавања, али и подешавања која могу знатно изменити геометрију модела, а тиме и остале параметре модела. Уградња персонализованог коштаног волуметријског имплантата утиче на дизајн модела најмање на два начина:

1. Одређује да ли ће се отвори за имплантат поставити у операционој сали или ће имплантат бити израђен одмах са потребним бројем отвора за завртњеве; и
2. Одређује број потребних отвора за завртњеве, према старости, односно годинама пацијента.

Комуникација са системом (приказане на сликама 8-3 и 8-7) који је развијен почиње отварањем одговарајућег URL линка помоћу било ког веб читача. Сервер враћа унапред припремљену форму чији део кода изгледа као у наставку:

```
<form action="#" th:action="@{/greeting}" th:object="${greeting}" method="post">
  <p>Age <input type="text" th:field="{age}" /></p>
  <p>Message: <input type="text" th:field="{content}" /></p>
  <p><input type="submit" value="Submit" /> <input type="reset" value="Reset"
/></p>
</form>
```

У случају да подаци постоје унутар информационог система, они се позивају и информациони систем, какав је WfMS прослеђује чињенице у претходно дефинисаном формату. У случају да не постоје подаци у информационом систему, неопходно је извршити мануелно подешавање. На слици 8-8 приказана је форма података о пацијенту коју корисник попуњава.

Корисник уноси одговарајуће податке у форму и кликом на дугме „Submit“ шаље ове податке серверу на даљу обраду путем http post методе. Пример попуњених података, приказан је на слици 8-9.

### ПОДАЦИ О ПАЦИЈЕНТУ

**Godine pacijenta:**  
 Izaberite jedan odgovor

**Država:**  
 Izaberite jedan odgovor

**Mesto:**  
 Izaberite jedan odgovor

**Poli:**  muški  ženski

**Uzrok intervencije:**

estetika  
 trauma

**Vrsta obojenja:**  
 Izaberite jedan odgovor

**Oblast medicine:**  
 Izaberite jedan odgovor

Submit

Слика 8-8. Пример форме података о пацијенту.

### ПОДАЦИ О ПАЦИЈЕНТУ

**Godine pacijenta:**  
 srednjih god (30-59)

**Država:**  
 Srbija

**Mesto:**  
 Niš

**Poli:**  muški  ženski

**Uzrok intervencije:**

estetika  
 trauma  
 posledica opterećenja - prelom  obojenje

**Vrsta obojenja:**  
 tumor

**Oblast medicine:**  
 ortopedija

Submit

Слика 8-9. Пример попуњене форме података о пацијенту.

Корисник може да попуњавањем ове форме, давањем одређених одговора, да буде питан за додатне информације. Када је форма попуњена, неопходно је захтеве проследити одговарајућем модулу за анализу технолоичности како би се покренула претходно дефинисана правила експертног система, односно проверила технолоичност са аспекта пројектованог модула.

Сервер прима податке, позива одговарајући веб сервис и послате податке прослеђује *Controler* класи. Ова класа послате податке даље смешта у Java објекат, који још називамо и модел. Смештање параметара у Java објекат се обавља аутоматски техником која се назива везивање података (енгл. *data-binding*) и то се омогућава помоћу `@RequestParam` анотације. Она омогућава да се вредност поља *age* аутоматски упише у параметар објекта класе *Person* што се може видети у следећем примеру:

```
@RequestMapping("/greeting")
public String greeting(@RequestParam(value="age", required=false, defaultValue="0")
String name, Model model) {
    model.addAttribute("person", new Person());
    return "greeting";
}

@RequestMapping(value="/greeting", method=RequestMethod.POST)
public String greetingSubmit(@ModelAttribute Person person, Model model) {
    model.addAttribute("greeting", person);

    JessImplementDesign j = new JessImplementDesign();

    j.run();
    return "result";
}
```

Након пријема података и креирања објекта *person* и *implant*, те објекте додаје Jess-у као чињенице Java објеката (енгл. *shadow facts*). То значи да било каква промена чињенице у Jess програмском језику ће уједно извршити и промену вредности у Java објекту са којим је та чињеница повезана

Jess-у додајемо и променљиву `lMsg` која ће садржати препоруке, односно резултате које Jess треба да нам врати. На крају позивом функције `run` ми покрећемо извршавање ескпертног система.

```
Rete rete = new Rete();

rete.batch(clpFile);
rete.reset();
rete.add(person);
rete.add(implant);
rete.getGlobalContext().setVariable("lMsg", new Value(lMsg));
rete.run();
```

Код Jess-у почиње дефинисањем темплејта који ћемо користити за чињенице и за то се користи функција `deftemplate`. У овом случају ми креирамо темплејт за чињенице из Java класа `Person` и `Implant` што постижемо позивом функције `from-class`. То значи да ће Jess за све приватне чланове ових класа за које постоје одговарајуће `get` и `set` методе креирати слот који ће се звати исто као и члан класе. Затим дефинишемо правила која приближно имају облик IF – Then правила. Пример експертног правила добијеног од стране хирурга гласи:

Ако је „пацијент\_млад“,      Онда „потребан\_број\_завртњева\_за\_фиксацију“ је „2“  
 Ако је „пацијент\_стар“,      Онда „потребан\_број\_завртњева\_за\_фиксацију“ је „3“

Утврђивањем лингвистичке варијабле млад-стар опсегом година, разговором са лекарима специјалистима, дефинисана је старосна граница од 45 година као одредница да ли је неко млад или стар. Правило је приказано следећим кодом:

```
(deftemplate Person (declare (from-class Person)))
(deftemplate Implant (declare (from-class Implant)))

(defrule choose_2_scrues
  ?p <- (Person {age <= 45 } )
  ?i <- (Implant)
  => (printout t "The implant has 2 scrues!" crlf)
      (call ?lMsg add "The implant has 2 scrues!")
      (modify ?i (comp_count 2))
)
```

Конкретно правило приказано у овом коду каже да уколико је особа млађа од 45 година, уградњу импланта треба извршити помоћу 2 завртања. Правило ће претражити радну меморију и издвојити све особе које имају мање од 46 година. Након тога ће уписати препоруку у променљиву `lMsg` директним позивом Java функције `add`, и затим ће модификовати вредност слота `comp_count` у чињеници и у Java објекту и доделити му вредност 2. Након што Jess заврши са радом можемо преузети препоруке и измењене објекте који су резултат рада експертног система.

```
Value val = rete.getGlobalContext().getVariable("lMsg");
lMsg = (ArrayList<String>)val.javaObjectValue(rete.getGlobalContext());
```

Пројектована контролер класа даље позива темплејтинг механизам који добијене информацију уграђује у html веб страницу и такву обрађену страницу враћа кориснику заједно са резултатима или у случају интеграције са неким другим системом као што је WfMS враћа резултат у облику JSON фајла. Пример изгледа тог html темплејта дат је у наставку:

```
<body>
  <h1>Result</h1>
  <p th:text="{greeting.lMsg.toString()}" />
  <a href="/greeting">Submit another message</a>
</body>
```

На тај начин систем за анализу технолоичности верификује дизајн имплантата или даје поруку о потребном редизајну имплантата. Када дизајн (или редизајн) буду верификовани од стране система, може се активирати наредни модул. Улаз у тај модул система анализе технолоичности је верификовани модел знања персонализованог имплантата.

### 8.7.2 Модул система анализе технолоичности за избор класе материјала

Избор класе материјала, односно модул за препоруку класе материјала, као модул система, осмишљен је тако да корисника на једноставан начин уведе у систем и прикаже му решење о могућој класи биоматеријала из које даље треба тражити адекватан материјал за израду персонализованог имплантата. Како се могу јавити правила која у потпуности ограничавају и сужавају избор материјала, систем је пројектован са намером да се добијањем решења о класи материјала остале класе не елиминишу, а тиме и сви материјали који су сврстани у те класе.

Дефинисањем особина и карактеристика класа материјала у форми параметара, њихових ознака, јединица, типа вредности и самог вредносног ранга, створена је основа за позивање правила (табела 8.9).

Табела 8.9 – Параметри везани за класе материјала (Ristić, et al., 2016)

parameter type	label	unit	value type	value range
Tensile modulus	TM	GPa	range	L- Lowest; M- Intermediate; H- Highest
Strain to failure	SF	MPa	range	L- Lowest M- Intermediate H- Highest
Toughness	UT	Jm <sup>-3</sup>	range	L- Lowest; M-Intermediate; H- Highest
Ultimate strength	US	MPa	range	L- Lowest; M- Intermediate; H- Highest

У табели 8.10 приказана су нека од правила заснована на класама материјала, које су касније тестирана на примеру предлога одговарајуће класе материјала за персонализовани ортопедски имплантат недостајућег дела тибије.

Табела 8.10 – Правила заснована на класама материјала (део правила)

	Tensile modulus	Yield strength	Ultimate strength	Strain to failure	Ductility	Toughness	Resistance to <i>in vivo</i> attack	Local host response (bulk)	Implant manufacturing location
Metals	M	H	H	M	M	H	L	H	O
Ceramics	H	/	M	L	L	M	H	L	I/O
Polymers	L	L	L	H	H	L	M	M	O
<i>explanations</i>									
L- Lowest; M- Intermediate; H- Highest;					O – Out I – In I/O – In and Out				

Уношењем овог знања у Jess, љуску експертног система, у следећој форми:

```
(deftemplate Material_class (slot Material) (slot TM ) (slot YS) (slot US) (slot SF) (slot DT)
(slot UT)) (slot R) (slot LHR) (slot W))

(defquery find-material
  (declare (variables ?ys ?us ?ut ?pp ?w))
  (Material_class (YS ?ys) (US ?us) (UT ?ut) (PP ?pp) (W ?w)))

(deffacts catalog
  (Material_class (Material Metal) (TM M) (YS H) (US H) (SF M) (DT M) (UT H) (R L) (LHR H)
(W LH))
  (Material_class (Material Ceramics) (TM H) (YS X) (US M) (SF L) (DT L) (UT M) (R H) (LHR L)
(W LM))
  (Material_class (Material Polymers) (TM L) (YS L) (US L) (SF H) (DT H) (UT L) (W L))
)

(defrule choose_P
  (and
    (or (not (Feature_has_value (feature TM))) (Feature_has_value (feature TM) (value L)))
    (or (not (Feature_has_value (feature YS))) (Feature_has_value (feature YS) (value L)))
    (or (not (Feature_has_value (feature US))) (Feature_has_value (feature US) (value L)))
    (or (not (Feature_has_value (feature SF))) (Feature_has_value (feature SF) (value H)))
    (or (not (Feature_has_value (feature DT))) (Feature_has_value (feature DT) (value M)))
    (or (not (Feature_has_value (feature UT))) (Feature_has_value (feature UT) (value L)))
    (or (not (Feature_has_value (feature R))) (Feature_has_value (feature R) (value M)))
    (or (not (Feature_has_value (feature LHR))) (Feature_has_value (feature LHR) (value M)))
    (or (not (Feature_has_value (feature W))) (Feature_has_value (feature W) (value L)))
  )
  => (printout t "Choose Polymers" crlf)
  (assert (MaterialClass (name Polymer))))
)

(defrule choose_C ... => (printout t "Choose Ceramics" crlf)
  (assert (MaterialClass (name Ceramics)))
)

(defrule choose_M ... => (printout t "Choose Metal" crlf)
  (assert (MaterialClass (name Metal)))
)

(run)
```



Jess је као резултат заснован на критеријумима дефинисаним од стране корисника и самих правила, извршио избор класе биоматеријала. Предложено решење за препоруку класе материјала, дефинисано захтевима према траженим вредностима (табела 8.1) приказано је на слици 8-10.

```
<terminated> primer_3.clp [Jess Application] C:\Program Files\Java\jre1.8.0_60\bin\javaw.exe (Dec 29, 2015, 6:11:28 PM)

Jess, the Rule Engine for the Java Platform
Copyright (C) 2008 Sandia Corporation
Jess Version 7.1p2 11/5/2008

This copy of Jess will expire in 1613 day(s).

Recommended materials are:
Material class: Metal
```

Слика 8-10. Класа биоматеријала предложена помоћу Jess-a.

Пример правила које би утицало на ток избора материјала може изгледати овако:

Ако „место израде имплантата“ је „операциона сала“,  
Онда „материјал имплантата“ је „коштани цемент“.

Претходни резултат избора класе материјала, био је „метал“ (слика 8-10), па даљи рад само са једном класом материјала елиминисао би потенцијално занимљиве кандидате материјале који не припадају тој класи, али имају задовољавајуће карактеристике. Да би обезбедили могућност свим материјалима да буду конкуренти током избора за оптимални материјал персонализованог имплантата, улаз у модул за избор материјала дозволиће улаз свим класама материјала.

Уколико постоји намера, постоји могућност креирања правила које ће дати предност одређеним класама (повећавањем тежинских фактора, што ће се одразити на score функцију) или да улаз у модул буде управо изабрана класа материјала.

Овај модул развијен је на основним продукционим правилима који раде са дискретним вредностима. Развијањем овог модула уочен је суштински недостатак Булове алгебре – елементи који су јако близу извесног граничног решења, показали су се као неадекватни, услед јасно дефинисане границе. Ова граница последица је управо Булове логике. Како би скупом решења биле обухваћене (примарно) и граничне вредности, трећи модул система, модул за избор материјала, (као и четврти модул – избор технологије израде) пројектован је коришћењем фази логике у облику фази експертног система.

### 8.7.3 Модул система анализе технологичности за избор материјала – фази експертни систем

Развојем система, није се желело да даљи ток избора конкретног материјала буде условљен класом, односно да избором класе буду искључени сви материјали обухваћени одређеним класама материјала. На тај начин се други модул посматра као саветник у процесу, а при избору одређеног материјала, врши се анализа свих материјала из базе (из свих класа материјала). Тако да, без обзира на предложену (или изабрану) класу, сви материјали се сагледавају у процесу избора одговарајућег материјала.

Претходни модул показао је један мањи недостатак. Решење које је добијено не показује јасно у којој мери је оно боље у односу на остала решења. Предложена класа метала је, за дате критеријуме, боља од осталих класа, али није јасно да ли је боља за 5% или 50%. Како би систем јасније дао предлог решења о избору самог материјала, модул за избор материјала пројектован је да ради са извесним степеном неодређености, као фази експертни систем.

Повећањем непрецизности исказа, често постајемо разумљивији за саговорника. На пример, доктору или инжењеру који треба да опише карактеристику материјала је много лакше да је оцени лингвистичким изразом, на пример “цена материјала је мала а затезна чврстоћа је изузетно велика”, него да квантификује своју оцену типа “цена је 3,7 €/kg, а затезна чврстоћа је 1200 МПа”.

Фази приступ, поред непрецизности, карактерише и мекоћа, постепеност прелаза од једне до друге крајности, нпр. од мале, средње до велике биокompatбилности материјала. У фази логици, исказ је истинит у извесном степену. Фази логика омогућава да субјективне исказе обрађујемо помоћу рачунара и зато се технологије које користе фази приступ (фази технологије), сматрају хуманим.

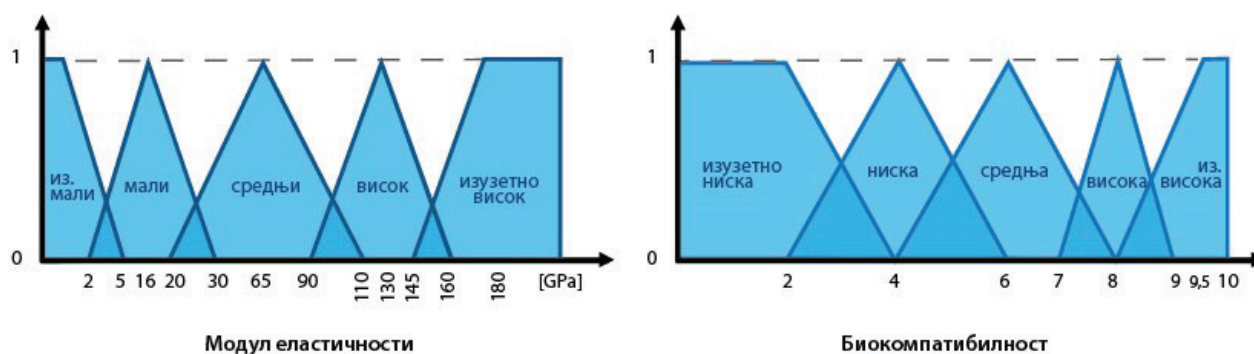
Поглавље 6.5.4.4 приказало је фази логику и фази скупове као основу за изградњу фази експертног система (поглавље 7.4). Припрема улазних података и пред процесуирање је суштинска и фундаментална компонента фази експертног система. Са једне стране припрема података је важна при избору карактеристика и њихове фазификације у систем како би систем био подешен и спреман за рад. Припрема података мора да обухвати обрађене улазне величине као интегрални део процеса моделирања. То указује да метод припреме података може бити укључен као компонента модела структуре који се даље може оптимизовати. Са друге стране, припрема података је уско

повезана са избором лингвистичких варијабли фази експертног система. Због тога је важно да опсег сваке лингвистичке варијабле буде фиксан. Типичан пример квантитативних и квалитативних особина материјала, које се користе при дефинисању и описивању извесног материјала, приказан је табелом 8.11.

Табела 8.11 – Пример квантитативних и квалитативних особина материјала

Квантитативне карактеристике	Квалитативне карактеристике материјала
Модул еластичности	Отпорност на оксидацију
Граница еластичности	Старење материјала
Затезна чврстоћа	Отпорност на корозију
Динамичка издржљивост (замор)	Осетљивост на радијацију
Температура топљења	Токсичност
Густина	Обрадивост материјала
Запремина	Могућност површинске заштите
Минималне димензије	Отпорност на хабање
Цена	Облик

Приказане особине материјала даље се ближе одређују припадношћу извесним скуповима. Примери фазификације и претварања једнозначних вредности у лингвистичке, стварају фази скупове. Примери фазификације вредности отпорност на корозију и затезна чврстоћа графички су приказане сликом 8-11.



Слика 8-11. Фазификоване вредности – пример: модул еластичности и биокомпатибилност.

Ради лакшег уношења и ажурирања направљен је модул који вредности фази променљивих учитава из Excel табела. Пример формата записа фази променљивих приказан је у табели 8.12.

Табела 8.12 – Приказ фазификације карактеристика.

Карактеристика	min_val	max_val	из_низак	низак	средњи	висок	из_висок	Тежински фактор
Модул еластичности	0	1000	trapeze, 1, 5	triangle, 2, 16, 30	triangle, 20, 65, 110	triangle, 90, 130, 160	trapeze, 140, 180	0,35
Затезна чврстоћа	0	10000	trapeze, 50, 100	triangle, 70, 220, 370	triangle, 320, 510, 700	triangle, 600, 900, 1200	trapeze, 1000, 1500	1
Густина	0	20	trapeze, 1, 2	triangle, 1,5; 2,5; 3,5	triangle, 3; 4,5; 6	triangle, 5,5; 7; 8,5	trapeze, 8; 9,5	0,65
Биокомпатибилност	0	10	trapeze 2; 4	triangle 2; 4; 6	triangle 4; 6; 8	triangle 7; 8; 9	trapeze 8; 9,5	2
Отпорност на корозију	0	10	trapeze 2; 4	triangle 2; 4; 6	triangle 4; 6; 8	triangle 7; 8; 9	trapeze 8; 9,5	2
Цена	0	100	trapeze 1; 3	triangle 2; 7; 15	triangle 10; 15; 20	triangle 18; 29; 40	trapeze 33; 50	1,5

Свака карактеристика материјала има дефинисану минималну и максималну вредност као и фази скуп вредности који узима за одговарајуће ливинстичке вредности. Поред тога, свака фази вредност је дефинисана својим обликом (троугао, правоугаоник, трапез или неки други) и тачкама, односно X вредностима које тај облик дефинишу. Могу се користити и други облици као што су сигмоид или гаусова крива, зависно од потреба система. На пример модул еластичности ће за вредност 100 GPa припадати и средњем и високом скупу вредности, при чему ће за различите скупове имати и различиту могућност (вероватноћу).

Сваки пут када се добије http захтев апликација ће учитати податке о материјалима из ексел документа. Адаптибилност система се огледа у томе што је нове карактеристике могуће на једноставан начин додавати, као и већ постојеће карактеристике ажурирати без интервенције програмера.

### 8.7.3.1 Додавање материјала из ексел табеле

Начин уноса података у систем може бити извршен на неколико начина. Једно од елегантних решења је и директно читавање параметара из ексел документа. Први корак заснива се на дефинисању скупа доступних материјала у ексел фајлу, где је формат документа приказан у табели 8.13. За сваки материјал, поред стандардних података као што су име, група, хемијски састав, стање и други дефинисане су и вредности карактеристика материјала као што су модул еластичности, гранична еластичност, замор материјала, затезна чврстоћа, густина, биокомпатибилност, и друге карактеристике дате у одговарајућим јединицама мере.

Табела 8.14 – Формат записа ексел документа за додавање материјала

Група	Материјал	ASTM / ISO (EN)	стање	модул еластичности [GPa]	граница еластичности [MPa]	затезна чврстоћа [MPa]	замор материјала (10 <sup>-7</sup> ) [MPa]	Густина [g/cm <sup>3</sup> ]
Нерђајући челик	X2CrNiMo 17-12-2 316 L	F138	каљен	190,00	330,00	580,00	370,00	7,90
Нерђајући челик	X2CrNiMo 17-12-2 316 L	EN 1.4404	ваљан	190,00	790,00	930,00	560,00	7,90
Нерђајући челик	X2CrNiMo 17-12-2 316 L	ISO 5832-1	кован	190,00	1200,00	1350,00	720,00	7,90
Кобалтова легура	Co28Cr6Mo	F75	ливена	210,00	448,00	655,00	560,00	8,60
Кобалтова легура	Co28Cr6Mo	ISO 5832-4	кована	210,00	896,00	1399,00	1150,00	8,60
Кобалтова легура	Arcam F75 (Co-Cr)	F75	EBM	210,00	560,00	960,00	880,00	8,63
Кобалтова легура	EOS CobaltChrome MP1	xx	DMLS	210,00	600,00	1100,00	990,00	8,61
Кобалтова легура	Co35Ni20Cr10Mo	F562	хладно деф.	230,00	650,00	1000,00	850,00	8,43
Кобалтова легура	Co20Cr15W10Ni	F90	кована	210,00	450,00	950,00	880,00	8,60
Титанијмска легура	Ti-6Al-4V	F136	хладно деф.	100,00	830,00	920,00	840,00	4,43
Титанијмска легура	Ti-6Al-4V	ISO 5832-3	каљена	113,00	880,00	950,00	880,00	4,43
Титанијмска легура	EOS Titanium Ti64	ISO 5832-3	DMLS	110,00	1000,00	1100,00	910,00	4,43
Титанијмска легура	EOS Titanium Ti64ELI	ISO 5832-3	DMLS	115,00	1000,00	1075,00	910,00	4,43
Титанијмска легура	Arcam Ti6Al4V	xx	EBM	120,00	950,00	1020,00	890,00	4,43
Титанијмска легура	Arcam Ti6Al4V ELI	xx	EBM	120,00	930,00	970,00	890,00	4,43
Титанијмска легура	Ti-6Al-7Nb	xx	кован	110,00	810,00	870,00	740,00	4,56
Титанијмска легура	Ti29Nb13Ta4.6Zr	xx	хладно деф.	65,00	400,00	1000,00	880,00	4,52
Титанијмска легура	Ti35Nb5Ta7Zr	xx	хладно деф.	55,00	530,00	590,00	420,00	4,71
Титанијмска легура	Ti13Nb13Zr	xx	ливена	64,00	435,00	705,00	550,00	4,71
Титанијмска легура	Ti-5Al-2.5Fe	xx	кован	110,00	780,00	860,00	620,00	4,86
Титанијмска легура	Ti30Nb	xx	ливена	63,00	500,00	700,00	550,00	4,54
Титанијмска легура	Ti30Ta	xx	xx	60,00	590,00	740,00	550,00	4,54
Нитинол	NiTi	xx	xx	20,00	50,00	755,00	590,00	4,67

Наставак табеле 8.14

Група	Материјал	ASTM / ISO (EN)	стање	БК (1 – 10)	ОК (1 – 10)	ОХ (1 – 10)	ОБ (1 – 10)	Цена [€/kg]	порозност
Нерђајући челик	X2CrNiMo 17-12-2 316 L	F138	каљен	8,00	8,00	8,00	10,00	2,20	FALSE
Нерђајући челик	X2CrNiMo 17-12-2 316 L	EN 1.4404	ваљан	8,00	8,00	8,00	10,00	2,20	FALSE
Нерђајући челик	X2CrNiMo 17-12-2 316 L	ISO 5832-1	кован	8,00	8,00	8,00	10,00	2,20	FALSE
Кобалтова легура	Co28Cr6Mo	F75	ливена	9,00	9,00	10,00	9,50	17,30	FALSE
Кобалтова легура	Co28Cr6Mo	ISO 5832-4	кована	9,20	9,00	0,00	9,50	17,30	FALSE
Кобалтова легура	Arcam F75 (Co-Cr)	F75	EBM	9,20	9,00	10,00	10,00	17,30	FALSE
Кобалтова легура	EOS CobaltChrome MP1	xx	DMLS	9,20	9,00	10,00	10,00	17,30	FALSE
Кобалтова легура	Co35Ni20Cr10Mo	F562	хладно деф.	9,00	9,00	10,00	9,50	17,30	FALSE
Кобалтова легура	Co20Cr15W10Ni	F90	кована	9,00	9,00	10,00	9,00	27,50	FALSE
Титанијмска легура	Ti-6Al-4V	F136	хладно деф.	10,00	10,00	7,50	10,00	15,80	TRUE
Титанијмска легура	Ti-6Al-4V	ISO 5832-3	каљена	10,00	10,00	7,50	10,00	15,80	TRUE
Титанијмска легура	EOS Titanium Ti64	ISO 5832-3	DMLS	10,00	10,00	7,50	10,00	15,80	TRUE
Титанијмска легура	EOS Titanium Ti64ELI	ISO 5832-3	DMLS	10,00	10,00	7,50	10,00	15,80	TRUE
Титанијмска легура	Arcam Ti6Al4V	xx	EBM	10,00	10,00	7,50	10,00	15,80	TRUE
Титанијмска легура	Arcam Ti6Al4V ELI	xx	EBM	10,00	10,00	7,50	10,00	15,80	TRUE
Титанијмска легура	Ti-6Al-7Nb	xx	кован	10,00	10,00	8,00	9,00	16,25	TRUE
Титанијмска легура	Ti29Nb13Ta4.6Zr	xx	хладно деф.	10,00	10,00	8,50	9,00	18,26	TRUE
Титанијмска легура	Ti35Nb5Ta7Zr	xx	хладно деф.	10,00	10,00	8,00	9,00	17,40	TRUE
Титанијмска легура	Ti13Nb13Zr	xx	ливена	10,00	10,00	8,00	9,00	17,50	TRUE
Титанијмска легура	Ti-5Al-2.5Fe	xx	кован	9,80	10,00	8,00	9,00	15,90	TRUE
Титанијмска легура	Ti30Nb	xx	ливена	10,00	10,00	7,50	9,00	19,20	TRUE
Титанијмска легура	Ti30Ta	xx	xx	9,90	10,00	8,50	9,00	19,20	TRUE
Нитинол	NiTi	xx	xx	10,00	10,00	8,50	9,00	16,00	FALSE

### 8.7.3.2 Додавање правила у clp фајл

Све информације о материјалима и фази вредностима карактеристика се додају у jess фајл

```
rete.batch(clpFile);
rete.reset();
rete.add(miv);
rete.eval("(facts)");
rete.getGlobalContext().setVariable("lMsg", new Value(lMsg));
for (Material m:lMaterials) {
    rete.add(m);
}

for (Feature f:lFeatures) {
    rete.add(mf.fv);
}
```

Након тога се позива извршавање одговарајућег jess фајла који се у овом случају зове modul3.clp.

```
rete.run();
```

Особине Jess-а нам омогућавају да додајемо и мењамо правила у jess скриптама без потребе да целокупну апликацију мењамо или поново компајлирамо. Пример једног правила је:

```
(defrule implant_volume_iz_mala
  (MaterialInputValues (implant_volume "iz_mala" ))
  => (printout t "Razmotriti mogućnost ne ugradnje koštanog implantata i
razmotriti mogućnost ugradnje skafolda" crlf)
      (call ?lMsg add "Razmotriti mogućnost ne ugradnje koštanog implantata i
razmotriti mogućnost ugradnje skafolda"))
```

Ово правило ће се активирати уколико је лингвистичка вредност запремине импланта мала и у листу порука ће бити додата порука која каже да је потребно размотрити могућност не уградње коштаног импланта и могућност уградње скафолда.

### 8.7.3.3 Функција за оцену материјала

Приликом имплементације избора материјала фази вредности су коришћене на два начина. У првом случају коришћене су за писање правила. На пример,

Ако „отпорност на хабање“ је „изузетно висока“

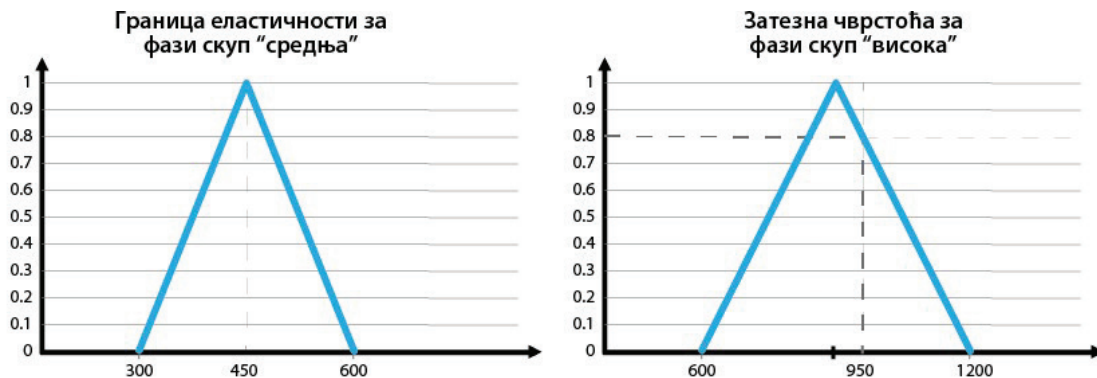
Онда савет: „размотрити уградњу полимера као међу компоненту“

И „могући полимери“ су „полимери са карактеристиком-високо отпорни на хабање“ (класа високо отпорних полимера на хабање су: UHMWPE, PLA и PE)

Други случај када користимо фази вредности је приликом израчунавања оцене материјала. Сваки материјал који је учитан из базе материјала има своја вредности за



сваку од карактеристика материјала. На пример кобалтова легура  $Co_{20}Cr_{15}W_{10}Ni$  добијена ковањем има граничну еластичност 450 МПа, а затезну чврстоћу 950 МПа. Уколико је корисник унео да је гранична еластичност „средња“, а затезна чврстоћа „висока“, можемо израчунати колико је истинита ова тврдња за сваки од материјала у бази материјала. Начин на који су фази вредности карактеристика дефинисане приказан је сликом 8-12.



Слика 8-12. Истинитост тврдње о особини материјала  $Co_{20}Cr_{15}W_{10}Ni$

За наведени пример истинитост чињенице да је за материјал  $Co_{20}Cr_{15}W_{10}Ni$  гранична еластичност средња би била 1, а затезна чврстоћа би била 0.8. Наша функција за оцену квалитета материјала сваку од добијених вредности множи са тежинским фактором који је наведен за сваку од карактеристика и сабира ове вредности.

$$f_{score} = \sum_{i=1}^n f_i \cdot w_i \tag{4}$$

У формули се рачуна збир  $n$  карактеристика где је  $f_i$  истинитост чињенице за одређену карактеристику, а  $w_i$  тежински фактор те карактеристике. На тај начин се добија оцена материјала по којој се касније врши сортирање свих материјала у опадајућем редоследу. Вредност score функције је даље могуће мењати дефинисање јесс правила као што је на пример следеће правило:

```

;Primer kako se menja score materijala jess pravilima
(defrule place_proizvodni_pogon
  (MaterialInputValues (manufacture_place "proizvodni pogon"))
  (Material (material "PMMA") (score ?score) (OBJECT ?o))
=> (printout t "Materijal je PMMA koštani cement" crlf)
    (call ?lMsg add "Materijal je PMMA koštani cement")
    (call ?o setScore (+ ?score 100))
)

```

Наведено правило ће се активирати уколико је место израде импланта производни погон. У том случају ће се кориснику вратити порука која га саветује да материјал мора бити коштани цемент (PMMA) и истовремено ће се оцена свих материјала са овом ознаком повећати за 100.

Повећавање вредности се ради позивом функције `setScore` за објекат `o`. Тај објекат представља `java` објекат који је повезан са датом чињеницом у `Jess`-у. Селекцијом материјала `PMMA` (тзв. коштани цемент) ми у променљиву `o` памтимо референцу на тај `java` објекат што нам касније омогућава да позовемо било коју функцију тог објекта која има јавни приступ. У случају пројектованог система та функција је `setScore` којој прослеђујемо нову вредност оцене (заправо на стару оцену додаје још 100).

Ова функционалност је могла да буде имплементирана и тако да се мења чињеница у `Jess`-у, која би онда аутоматски променила и вредност у свом `java` објекту са којим је повезана. Проблем настаје што се при свакој промени неке чињенице у радној меморији активира сигнал којим машина за закључивање поново почиње да извршава сва правила. У овом конкретном случају правило `place_proizvodni_pogon` би се поново окинуло јер се вредност параметра `manufacture_place` није променила, а то даље значи да би програм могао да упадне у тзв. мртву петљу.

Добијена сортирана листа материјала се враћа кориснику као препорука и представља улазни параметар за следећу фазу анализе технолоичности, а то је фаза одабира технологије израде. Заједно са листом материјала се враћа и листа препорука као и у претходним фазама анализе.

```
Value val = rete.getGlobalContext().getVariable("lMsg");
lMsg = (ArrayList<String>) val.javaObjectValue(rete.getGlobalContext());
```

#### 8.7.4 Модул система анализе технолоичности за избор технологије израде

Како би жељени персонализовани имплантат израдили неопходно је препознати оптималан процес израде. Без обзира да ли је процес адитивни, субтрактивни или формативни, на сваки технолошки поступак утичу три основна параметра:

- Избор материјала;
- Параметри процеса; и
- Карактеристике машине.

Веза избора материјала и процеса израде су међусобно условљене и ограничавајуће. Избор материјала снажно утиче на избор технологије, а са друге стране технологија израде материјала дефинише механичке (али и друге) карактеристике материјала. Не ретко се срећу значајна варирања вредности затезне чврстоће или границе еластичности једног истог материјала добијеног различитим поступцима.

Оваква повезаност и делимична условљеност материјала и технологије могу да представе затворен круг, тј. мртву петљу система где би се процес анализе технологичности и доношења одлука вртео у круг, услед веза између материјала и технологије обраде.

Параметри процеса су најчешће основне одлике сваког процеса. Тако субстрактивне процесе карактерише скидање материјала, формативне обликовање пластичном деформацијом, а адитивне процесе карактерише додавање материјала у слојевима. Са друге стране термин брзе производне технологије јесте одредница која указује на кратак период израде производа. Овај термин се директно односи на адитивне процесе, али у извесној мери може укључити и поједине тзв. CNC-RP поступке. Како су најчешће употребљавани технолошки поступци и технологије разматрани и описани у поглављу 4.3, овде ће бити указано на начин избора одговарајућег технолошког поступка израде персонализованог волуметријског коштаног имплантата.

Модел знања персонализованог имплантата у себи садржи бројне чињенице о геометрији, топологији, толеранцијама, комплексности облика, потребној издржљивости материјала на динамичка напрезања, очекиваном веку трајања, потребној брзини израде, запремини, количини, храпавости површина имплантата итд.

Могућности израде персонализованог имплантата зависе од технолошког поступка и параметара који карактеришу тај процес. База података о технолошким поступцима садржи одређене чињенице о процесима и може бити дефинисана на више начина. Као и у случају дефинисања базе знања о доступним материјалима (у модулу 3) и овде ће ови подаци бити унети у ексел фајл одакле ће се по потреби, окидањем правила, чињенице активирати и позивати. Чињенице о погодним технолошким поступцима унете су у excel табелу, и приказане су табелом 8.14.

Подаци о приказаном моделу знања о технологији (табела 8.6) се активирају уносом одговарајућих правила, чиме се база података о доступним технолошким поступцима и карактеристикама процеса и машина (табела 8.14) „претражује“.

На пример,

Ако „време\_израде“ је „мало“ или „изузетно\_мало“

Онда „технологија\_израде“ је „RP\_технологија“ (у повећај score за 50)

Ово је логички оквир дефинисаног правила, његова синтакса ће се разликовати јер је неопходно да из колоне „RP\_технологије“ изабере оне који као одговор у себи имају „да“ или „да\*“.

Други пример може бити везан за сложеност облика. Сложеност облика је податак који је дефинисан у моделу знања персонализованог имплантата. Како је запремински имплантат изузетно сложеног облика, дефинисањем правила и уносом базе података о процесима (као што је приказано табелом 8.6) систем за анализу технолгичности ће преко механизма за закључивање препознати поступке који могу да израђују сложене слободне форме какве су персонализовани имплантати. Пример таквог правила је:

Ако „сложеност\_облика“ је „изузетно\_велика“  
 И „време\_израде“ је „изузетно\_мало“  
 Онда „процес\_израде“ је „адитивни“ (*и повећај score за 100*)

Такође, узевши у обзир клиничку праксу, могуће је за овакве параметре креирати следеће правило:

Ако „сложеност\_облика“ је „изузетно\_мала“ или „мала“  
 Онда !порука: „Размотрити могућност коришћења стандардних имплантата“

Како је принцип рада овог модула идентичан модулу 3 за избор материјала, поступак ажурирања базе података, принцип активирања правила, додавање правила у clr фајл, као и само рангирање технологија израде одговарајућом функцијом, метод пројектовања биће идентичан методу пројектовања модула за избор материјала.

Разлику чине нове чињенице. Поред претходно поменутих и табеларно дефинисаних параметара процеса, потребно је при избору технологије узети у обзир и врсту материјала као и карактеристике машина на којима се процеси реализују.

Ограничења по питању доступних материјала посебно су важна у случају адитивних технологија. Са једне стране, поједине технологије развијене су да раде са полимерима или пластикама, док биоплотеровање омогућује плотеровање живих ћелија. Већина адитивних технологија не може да обрађује различите материјале, посебно не метале, већ обично произвођачи машина дефинишу своје материјале за употребу. Развијањем претходних модула и анализом појединих делова коштаног система, посебно дугих костију локомоторног система, уочено је и уграђено правило о материјалима следећег облика:

Ако „кост“ је „тибија“

И „место\_уградње\_имплантата“ је „тибија“

И „тибија“ је „изузетно\_високо“ оптерећена кост

Онда „имплантат“ је „изузетно\_високе\_издржљивости!“

При чему је опсегом лингвистичке вредности „издржљивост“ узет у обзир затезна чврстоћа и замора материјала. Овакво правило је важно јер уколико при подешавању система буде дефинисано да се имплантат уграђује на тибију, а да је оптерећење мало, систем ће активирати мета правило које даје обавештење у облику:

*Тибија је кост локомоторног система која преноси изузетно велико оптерећење!*

*Оптерећење имплантата биће „изузетно велико“!*

Добијено правило указује које знање је старије, односно које знање има „предност“. На основу њега систем ће даље претраживати подобне материјале. Као решење систем је већ у другом модулу указао да су то биоматеријали који припадају класи метала, али и поједине керамике попут  $Al_2O_3$  могу да буду потенцијални кандидати.

Да би се анализом технологичности дошло до предлога решења, потребно је проверити доступне машине и са којим материјалима те машине могу да раде. У поглављу 4.3 приказане су машине, њихове перформансе, као и материјали које оне могу да обрађују. У табели 8.15 приказан је извод појединих машина из базе доступних машина.

Приказане базе знања о процесима и машинама су два веома важна улазна податка за овај модул. Међутим, треба дефинисати и трећи (неколико пута помињани) улазни параметра – материјал. Ова улазна величина мора да буде добијена као излаз из претходног модула система за анализу технологичности, модула за избор материјала.

Излаз из модула за избор материјала може да буде само један материјал, а може да буде и више материјала. Како је тежња била утврђивање степена могућности примене материјала према датим условима, листа добијених материјала сортирана према могућности материјала да одговори датим условима јесте излаз из модула.

У процесу пројектовања модула за избор технологије израде поставља се питање да ли један потенцијални материјал треба да буде улаз у овај модул или да то буде више

материјала (добитених као резултат рада претходног модула). Ове две могућности носе са собом и два питања:

- 1) Ако се изабере само један материјал као улаз у наредни модул, да ли је и у којој мери тај материјал оптимално решење?

Дакле модул је изабрао материјал Ti6Al4V (добитен ковањем) као први избор. Уносом, тог материјала у избор технологије снажно се ограничавају технолошки поступци. Наиме, адитивне технологије као што су EBM и DMLS могу да раде са Ti6Al4V, али не са материјалом добитеним ковањем, већ са материјалом у облику праха (материјалом који израђује произвођач машина).

- 2) Ако улаз у систем буде листа материјала са тежинским факторима добитеним score функцијом, да ли ће број улазних материјала оптеретити систем?

У системима заснованим на међусобном упаривању и разматрању алтернатива, ово би био потенцијални проблем. Код система заснованих на продукционим правилима, систем може да резонује без оптерећивања радне меморије јер користи унапређени Rete алгоритам. Једини проблем може да представља прегледност решења, јер ако база садржи 50 материјала који су ушли у модул, поставља се питање како ће изгледати излазни документ (извештај) о извршеној анализи технологијности, односно колико ће бити прегледан.

Да бих овакав излазни формат био прегледан и употребљив, једно од решења је да се прикажу само материјали са оценом већом од жељене вредности. Та жељена вредност мора бити пројектована, тестирана и адекватно подешена како би одговорила својој намени.

Разматрањем технолошких могућности процеса, техничких капацитета машина и предложених материјала за израду персонализованог имплантата, модул за избор технологије израде је у потпуности спреман за рад. Важно је нагласити, да су ова три улазна параметра (процеси, машине и материјали) у овој фази утицала на извесна подешавања система, чиме су остварили предуслов извршавању правила.

Сада је на систему да, према улазном материјалу и доступним процесима и машинама, изабере технологију којом ће се персонализовани имплантат израдити.

Табела 8.14 – Чињеница о технолошким процесима погодним за израду персонализованог коштаног волуметријског имплантата.

Proces	Tehnologija	сложеност облика	klasa materijala	време израде	тачност израде	затежна чврстоћа дела	површинска хрпавост	količina utrošenog materijala	obrađa graftova	zapreminski model	zаштитна превлака	završna obrada
Formativni	Kovanje	mala	M, K	iz_velika	mala	iz_velika	iz_velika	iz_velika	false	true	false	true
Formativni	Livenje	mala	M, K, P	iz_velika	mala	iz_velika	velika	srednja	false	true	false	false
Formativni	SPIF	velika	M	srednja	velika	iz_velika	mala	srednja	false	false	false	true
Substraktivni	CNC glodnje	iz_velika	M, K, P	malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	velika	true	true	false	false
Substraktivni	CNC struganje	mala	M, K, P	malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	velika	true	true	false	false
Substraktivni	CNC EDM	velika	M, K	malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	velika	true	true	false	false
Aditivni	3D Bioploting	iz_velika	bio	iz_malo	iz_velika	iz_mala	mala	iz_mala	false	false	false	false
Aditivni	SLM	iz_velika	M, K, P	iz_malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	iz_mala	false	true	false	false
Aditivni	DMLS	iz_velika	M	iz_malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	iz_mala	false	true	false	false
Aditivni	EBM	iz_velika	M	iz_malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	iz_mala	false	true	false	false
Aditivni	SLA	iz_velika	P	iz_malo	iz_velika	mala	iz_mala	iz_mala	false	true	false	false
Aditivni	SLS	iz_velika	P	iz_malo	iz_velika	iz_velika	iz_mala	iz_mala	false	true	false	false

Табела 8.15 – Перформансе одређених машина за израду персонализованих имплантата (извод из базе о доступним машинама)

Машина	tehnologija	materijal	radni prostor	тачност израде	тачност израде детаља	површинска хрпавост	minimalni detalji	brzina израде (kvalitet)	maksimalna brzina израде	време припреме modela
Arcam Q10plus	EBM	Arcam cp-Ti (grade 2)	200*200*180	mm-3	mm-3	Ra (mm-3)	mm	cm3/h	cm3/h	h
Arcam Q10plus	EBM	Arcam Ti6Al4V	200*200*180	200,00	130,00	25,00	0,20	55,00	80,00	0,00
Arcam Q10plus	EBM	Arcam Ti6Al4V ELI	200*200*180	200,00	130,00	25,00	0,20	55,00	80,00	0,00
Arcam Q10plus	EBM	Arcam ASTM F75	200*200*180	200,00	130,00	25,00	0,20	55,00	80,00	0,00
EOSINT M 280	DMLS	EOS CobaltChrome MP1	250*250*325	150,00	35,00	10,00	0,30	5,10	19,80	0,00
EOSINT M 280	DMLS	EOS Titanium Ti64	250*250*325	50,00	50,00	8,00	0,20	18,00	32,40	0,00
EOSINT M 280	DMLS	EOS Titanium Ti64ELI	250*250*325	50,00	50,00	6,00	0,20	18,00	32,40	0,00
Kovačka presa	Kovanje	(metal, keramika)	1000*1000*250	600,00	2500,00	500,00	5,00	25000,00	25000,00	40,00
Livenje u kalupu	Livenje	(metal, keramika, polimer)	750*750*250	400,00	1000,00	300,00	2,00	10000,00	10000,00	26,00
CIELLE CNC	SPIF	(metal, keramika, polimer)	650 * 450	100,00	100,00	40,00	0,50	2000,00	2000,00	9,00
Matsuura MX-520	CNC	(metal, keramika, polimer)	Æ 520 * 350	20,00	10,00	20,00	0,05	4200,00	5000,00	6,00
HASS Mini Mill	CNC	(metal, keramika, polimer)	Æ 730 * 305	20,00	10,00	20,00	0,05	6000,00	6000,00	6,00



У ту сврху креирана су извесна правила која обезбеђују повезаност материјала, процеса и машина. Правила о квалитету храповости површина могу да дефинишу завршну обраду:

Ако „површинска храпавост имплантата према меком ткиву“ је „изузетно мала“  
 Онда „завршна обрада“ је „фино полирана површина“  
 Ако „површинска храпавост имплантата према меком ткиву“ је „мала“  
 Онда завршна обрада је „полирана површина“

Или да утичу и на избор материјала за израду имплантата:

Ако „храпавост површине имплантата ка коштаном ткиву“ је „велика“  
 И „материјал имплантата“ је „метал“  
 Онда „материјал имплантата“ је „порозни метал“ и повећај score за 50

Са друге стране може се посматрати и квалитет храповости површине имплантата према кости (тврдом ткиву), где клиничке препоруке указују на ниво храповости у интервалу од 500 до 900  $\mu\text{m}$ . У том случају правило би било

Ако „површинска храпавост имплантата према кости“ је „изузетно велика“  
 Онда „завршна обрада“ је „није потребна“

Међутим, уколико би земља уградње овог имплантата била Велика Британије, онда би се у том случају окинуло мета правило облика:

Ако „површинска храпавост имплантата према кости“ је „изузетно велика“  
 И „земља уградње имплантата“ је „Велика Британија“  
 Онда „завршна обрада“ је „фино полирана површина“

Ово је последица стандарда који се примењује у Великој Британији где је дефинисано да све површине имплантата пре уградње морају бити фино полиране (без обзира на проблем остеоинтеграције кости у имплантат).

Упоређивањем перформанси машина, приметно је да две машине које раде са металним прахом на принципу адитивних процеса имају задовољавајуће карактеристике. То су Arcam Q10plus систем који ради на принципу топљења електронским снопом (EBM) и EOSINT M 280 машине за директно ласерско синтеровање метала (DMLS) које су и приказане у табели 8.15. Иако EOSINT M 280 има већи радни простор, већу тачност израде и могућност израде ситних детаља, Arcam Q10plus остварује 10 пута бржу израду у захтеваном режиму највећег квалитета. Овде кључни критеријум могућности лежи у моделу знања персонализованог имплантата, односно захтевима за изузетном

прецизношћу и специјалном тачношћу. С обзиром на то да персонализовани имплантати имају захтеве геометрије које могу да остваре готово све RP технологије, ове предности EOSINT M 280 нису круцијалне. Тада правило може гласити:

Ако „квалитет изреде“ је „висока“  
И „време израде је изузетно\_мало“  
Онда „RP\_машинама“ повећај score за 20

Ако се томе дода и температура на којима се процес обавља, приметно је да ЕВМ при 600°C обезбеђује растерећење заосталог напона у материјалу (чиме се отклања потреба за термичком обрадом) знатно се скраћује време и захтеви за накнадном обрадом произведеног имплантата.

Ако „температура израде“ је „висока“  
Онда „термичка обрада“ је „није потребна“  
Ако „температура израде“ је „средња“  
Онда „термичка обрада“ је „потребна“ и повећај score за -20

Машине којима се често израђују персонализовани имплантати, према наведеним процесима обраде, као и сами процеси израде, приказани су у поглављу 4.3.

### 8.7.5 Модул система анализе технологичности за оцену цене имплантата

Како су време и цена (трошкови) два најважнија параметра анализе технологичности, и како је параметар времена израде (брзина израде) сагледан у модулу 4, овај модул пројектован је са намером да изврши рангирање могућих решења са аспекта њихове цене сумирајући трошкове материјала и трошкове израде персонализованог имплантата.

Цена материјала дефинисана је као карактеристика о материјалу у постојећој бази материјала. Та база, у форми ексел фајла, коришћена је у модулу за избор материјала имплантата. Параметар цене материјала повезује се са потребном запремином материјала да би се имплантат израдио, чему се додаје густина материјала. Густина и запремина дефинишу масу персонализованог имплантата, тако да је цена материјала ( $C_M$ ) дефинисана изразом:

$$C_M = C_{jm} \times [M_m] \quad (5)$$

Где су:

$C_{jm}$  – Цена јединичног материјала (€/kg)

$M_m$  – Маса материјала (kg)

У случају адитивних технологија та маса материјала се увећава за вишак материјала (најчешће металног праха) који се у одређеним процесима троши и не може се прерадити (рециклирати).

$$M_m = (\rho_m \times V_i) + 10\% \quad (6)$$

Где су:

$M_m$  – Маса материјала (kg)

$\rho_m$  – Густина материјала (kg/cm<sup>3</sup>)

$V_i$  – Запремина имплантата (cm<sup>3</sup>)

Код субстрактивних процеса маса зависи од димензија припремка и може бити и до 100% више утрошеног материјала у поређењу са адитивним технологијама.

$$M_m = (\rho_m \times V_p) \quad (7)$$

где је  $V_p$  – Запремина припремка (cm<sup>3</sup>)

Дефинисањем масе материјала дефинише се потребна количина материјала да би се персонализовани имплантат израдио.

Трошкови производње морају узети у обзир процес обраде. Разлог томе је што специфичности формативних, субстрактивних и адитивних процеса не могу бити генерализовани у јединствен израз који би обезбедио једноставну процену трошкова. У оквиру самих процеса, може се ипак доћи до генералних закључака који важе за све технологије у једном процесу обраде.

Трошкови субстрактивних процеса се разликују у зависности од примењеног технолошког поступка. У оквиру саме технологије, трошкови варирају у зависности од нпр. машине која врши обраду (трошкови обраде на 3-осној глодалици и на 5-осној глодалици имају различите иницијалне трошкове, а разликује се и цена радног сата). Ипак, цена обезбеђивања „приближно финалног облика“ коришћењем субстрактивних процеса може се уопштено дефинисати следећим изразом:

$$Cs = (V * \rho * Cf) * (V - v) * \rho * Co \quad (8)$$

Где су:

$Cs$  - цена субстрактивног процеса обраде

$V$  - запремина оригиналног полупроизвода (припремка)

$\rho$  - густина материјала

$Cf$  - цена материјала по јединици

$v$  - запремина компоненти

$Co$  - цена обраде (израде)

За разлику од субтрактивних процеса, где је неопходно обрадити већу количину материјала, адитивни процеси имају далеко већи степен искоришћености материјала. Поред тога, постоји могућност релативно једноставног рециклирања вишка материјала, па је уштеда у материјалу знатана. Трошкови израде коришћењем адитивне производње могу се генерализовати на следећи начин:

$$Ca = v * \rho * Cd \tag{9}$$

Где су:

$Ca$  - цена израде коришћењем адитивне производње

$v$  - запремина компоненти

$\rho$  - густина материјала

$Cd$  - специфични трошкови депоновања материјала: укључују време (брзину) израде, као и додатно време (загревање машине, хлађење, ...)

### 8.8 Аквизиција знања – предуслов развоју експертног система

Основни градивни елемент сваког експертног система јесте знање. Знање у експертном систему чине чињенице и хеуристика. Док хеуристику чине лична правила расуђивања заснована на искуству или интуицији (домен тацитног знања), чињенице су широко дистрибуиране, јавно доступне информације које су усаглашене на нивоу експерата предметне области (домен експлицитног знања). За успешан рад експертног система потребан је адекватан трансфер знања (слика 8-13) од експерта одређене области до инжењера знања, како би инжењер прикупљено знање адекватно представио у бази знања.



Слика 8-13. Трансфер знања експерта у базу знања експертног система.

Да би добијена база експертског знања имала своју функцију, неопходно је да она са једне стране буде повезана са базом података конкретног проблема (у овом случају то је модел знања о персонализованом имплантату), а са друге стране са механизмом за закључивање (који је део експертне љуске). Базу знања персонализованог имплантата

на адекватан начин попуњавају ортопед и инжењери који пројектују и израђују имплантат. Како су ови параметри од суштинског значаја, веома је важно адекватно представити модел знања персонализованог имплантата са чињеницама, особинама, као и самим описом чињеница односно дефинисањем вредности (или опсега) извесним параметрима.

Инжењерство знања представља процес аквизиције знања од експерата и његову уградњу у базу знања. Процес инжењерства знања укључује пет главних активности:

1. *Аквизиција знања* укључује усвајање знања од особа – експерата, као и знања из књига, докумената, сензора, рачунарских докумената итд. Знање може бити конкретно за област у којој се проблем разматра или за процесе решавања проблема, може бити опште знање, или може бити метазнање (знање о знању). Под метазнањем подразумевају се информације о томе како експерти користе своје знање да решавају проблеме и уопште информације о процедурама решавања проблема. Byrd (Byrd, 1995) је формално верификовао да је аквизиција знања уско грло у савременом развоју експертног система. Због тога се још увек врше многа теоретска и примењена истраживања у овој области. Анализа више од 90 апликација експертних система и њихове технике и методе аквизиције знања представљене су у раду (Wagner, et al., 2003).
2. *Представљање знања* је неопходна активност у којој се усвојено знање организује на начин да буде спремно за коришћење. Ова активност укључује припрему мапе знања и кодирања знања у бази знања.
3. *Валидација знања* укључује валидацију и верификацију знања док се не постигне задовољавајући квалитет. Резултати тестова се обично показују експертима из дате области како би они потврдили тачност рада експертног система.
4. *Закључивање* представља активност која омогућује рачунару да доноси закључке на основу складиштеног знања и специфичности проблема, након чега систем даје савете корисницима који нису експерти.
5. *Објашњење и потврда* представљају корак који укључује развијање и програмирање способности за давање објашњења (нпр. програмирање способности да одговара на питања као што је зашто је одређена информација потребна рачунару или како је рачунар дошао до одређеног закључка).

Слика 8-14 приказује процес инжењерства знања и везе између активности инжењерства знања. Инжењери знања сарађују са експертима или прикупљају

документовано знање из других извора у фази аквизиције знања. Усвојено знање се онда кодира како би се адекватно представило у бази знања. У овој фази инжењер знања може да сарађује са људима експертима или користи тестове како би верификовао и потврдио базу знања. Верификовано знање се може користити у систему заснованом на знању како би се решавали нови проблеми путем механизма за закључивање, односно како би се дате препоруке објасниле.



Слика 8-14. Процес инжењерства знања

Најважнији фактор у аквизицији знања јесте извлачење знања из извора експертисе и његов трансфер у базу знања и затим до механизма за закључивање. Аквизиција се заправо спроводи током читавог процеса развоја, а и касније приликом подешавања система. Знање је колекција специјализованих чињеница, процедура, и мишљења која се обично дају у облику правила.

### 8.8.1 Технике аквизиције знања примењене на изради модела знања персонализованог ортопедског запреминског имплантата

Као техника прикупљања знања за потребе израде модела знања персонализованог ортопедског запреминског имплантата изабран је интервју са водећим експертима у овој области. И поред бројних отежавајућих фактора који се могу јавити приликом директног (један-на-један) интервјуа, он је и најчешће употребљаван метод аквизиције знања.

Истраживања литературе допринела су квалитетној припреми и структурисаном вођењу интервјуа. Искуства колега са пројекта ВИХОС, њихови резултати и истраживања допринели су јасном дефинисању проблема и пружили одличну основу за даљи рад. Литература наведена у претходним поглављима, са изворима података дефинисаним у табелама, као и сами резултати истраживача искоришћени су као полазни, већ верификовани, подаци.

Током процеса припреме, извршена је анализа доступног научног материјала ове области како би главне одлике релевантног знања биле идентификоване. Након тога, инжењер знања разматра могућности експертног система идентификовањем циљева за питања које треба да постави током аквизиције знања и планира и прави распоред питања за структурисани интервју, у форми обрасца. Дефинисана питања обезбеђују фокусирање на тип и ниво питања, а инжењер се труди да експерт јасно зна сврху и циљ сесије и подстиче експерта да се припреми пре интервјуа. Информације се прикупљају уз помоћ конвенционалних инструмената (нпр. снимање разговора, упитници) и након тога се записује, анализира и кодира. У интервјуу, експерту се даје симулиран случај, или, уколико је могуће, реални проблем оног типа који се очекује да експертни систем касније решава. Експерт, током разговора са инжењером, долази до решења. Понекад се ова метода назива *walk-through* метода. Током самог интервјуа, важно је пратити смернице за вођење интервјуа, али и извесна слобода у разговору може отворити нова питања или указати на неке специфичности.

На пример, током интервјуисања проф.др Милорада Митковића, дописног члана САНУ о моделу коштаног имплантата, током питања о захтеваном нивоу храпавости материјала и порозности, дошло се до једног занимљивог податка.

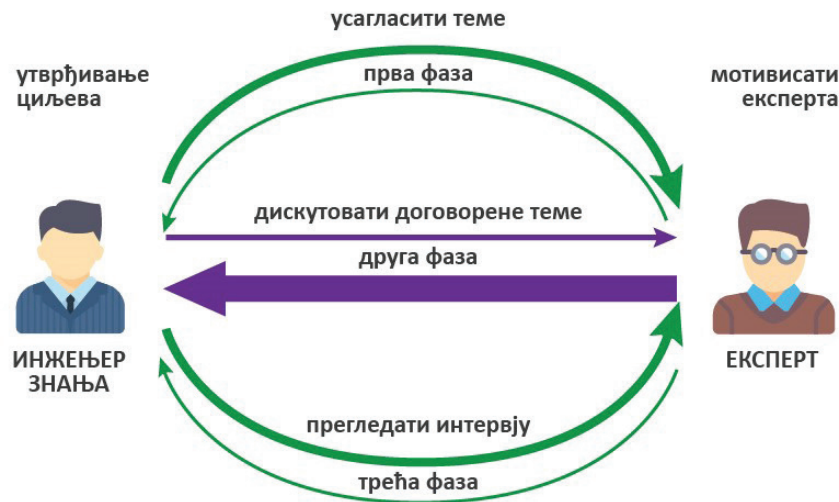
Површинска храпавост имплантата према меком ткиву треба да буде мала, односно да површина буде исполирана. Део површине имплантата ка кости треба да буде знатно храпавији (400 – 600  $\mu\text{m}$ ) због урастања нове кости у имплантат.

*Уколико би се имплантат израђивао у Енглеској, према њиховим стандардима, све површине имплантата морају бити исполиране!*

Овакав податак касније је дефинисан правилом.

Са друге стране, структурисаност интервјуа треба да обезбеди фокусирање на циљ и одржавање тока разговора у правом смеру. Овакав интервју захтева обраћање пажње на бројна процедурална питања и може се генерализовати извесним редоследом догађаја приказаним на слици 8-15.





Слика 8-15. Редослед догађаја у структурисаном интервјуу.

Процес интервјуа поставља огромне захтеве пред експерта, који мора бити способан не само да прикаже своју експертизу већ и да је изрази речима. С друге стране, он захтева мало опреме, веома је флексибилан и преносив, и може да прикупи значајну количину информација.

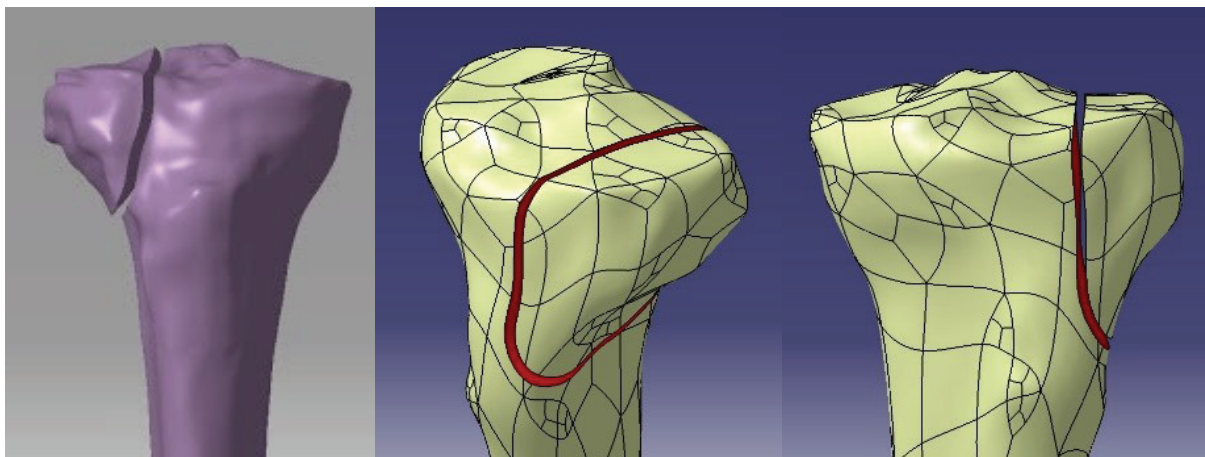
## 8.9 Приказ резултата структурисаног интервјуа

За потребе ове дисертације, дефинисана су два модела персонелизованих ортопедских имплантата, на којима је експертни систем и тестиран. Предуслов рада система је аквизиција знања, а почетак овог корака захтева да се пре кодирања, знање сакупи у форми интервјуа. Обављени су структурисани интервјуи за:

- Персонализовани коштани запремински имплантат; и
- Персонализовани унутрашњи динамички фиксатор – TPL.

### 8.9.1 Интервју 1 - Персонализовани коштани запремински имплантат

Изглед персонализованог коштаног запреминског имплантата за који је вођен интервју, дат је на слици 8-17. Реч је о горњем крајку недостајућег дела кости тибије, за који је било неопходно израдити одговарајући запреминскиперсонализовани имплантат. Модел кости са дефектом, као и самог прилагођеног имплантата моделирани су адекватним софтверским алатом.



Слика 8-16. Приказ персонализованог коштаног волуметријског имплантата.

Пример обрасца структурисаног интервјуа приказан је табелом 8.16.

Табела 8.16 - Пример структурисаног интервјуа и добијених података о коштаном волуметријском имплантату

УПИТНИК О КОШТАНОМ ЗАПРЕМИНСКОМ ИМПЛАНТАТУ		
	Пол пацијента	нема утицаја
	Године	имају вишеструки утицај (од квалитета материјала до броја потребних завртњева за фиксацију)
	Маса пацијента	утиче
	Узрок	Обољење - Тумор
	Област примене	Ортопедија
	Кост	Тибија
	Део кости	Горњи крајак
	Локација	
	Очекивано време остеоинтеграције	зависно од материјала (очекивано око 2 месеца)
Да ли треба имплантат уградити као унутрашњи или спољашњом фиксацијом?	Унутрашњи имплантат	
Да ли је имплантат трајни или је привремени?	Трајни	
Да ли хируршки поступак утиче на избор материјала или на друге параметре израде?	Нема утицаја	
Да ли пацијент користи лекове који могу да отежају имплантацију?	Не. Лекови немају утицаја на операцију.	
Да ли пацијент користи лекове који могу отежати постоперативни опоравак?	Не. Изузетно ретко лекови отежавају постоперативни	

	опоравак и нису везани за ортопедију, већ евентуално за друге болести типа кардио васкуларног типа.
Да ли имплантат треба да буде састављен из делова (компоненти) или израђен изједна.	Из једног дела. 1 комад.
Чиме ће се имплантат фиксирати за кост ? (жице, завртњевима, игле, фикстори,...)	Завртњевима
Са колико завртњева ће имплантат ?	2 или 3 (зависно од година пацијента) Код млађих пацијената – 2 ком. Код старијих – 3 ком.
Којом техником стерилизације ће материјал бити треитран пре уградње?	стандардне технике типа: Аутоклав или Етил-оксид
Да ли постоје челични делови имплантата који су у додиру (плочица и завртањ)	нема потребе за постављањем фиксатора или плочице
Да ли површину имплантата треба додатно заштити? Ако треба – чиме / којом превлаком?	Да. Хидроксиапатитом (НА)
Какава је веза имплантата са околним ткивом? Да ли имплантат треба да има исти квалитет површина према околном ткиву или се разликује у делу где налаже на кост, у делу где је у вези са хрскавивом / мишићима, ..?	Према кости (трабекуларна кост) шупљине треба да буду од 500-900µm. Мека ткива не урастају (мања храпавост неколико µm – полирана површина)
Колико оптерећење треба имплантат да издржи током свог радног века?	Изузетно велика. Имплантат се уграђује на кост која преноси комплетну тежину особе.
Колика је минимална дебљина кости потребна да би се имплантат фиксирао за кост?	Нема утицаја. Фиксирање се врши завртњевима из средине ка спољном делу кости како би завртањ прошао корз трабекуларну кост и завршио у спољњем (кортикалном) делу кости.
Да ли ће имплантат бити израђен са отворима за завртњеви или ће они накнадно бити уграђивани?	Са отворима. Отвори могу да се буше и на лицу места (у операционој сали) али је то ређи случај у клиничкој пракси.
Какво налагење се очекује између имплантата и кости?	идеално (чврсто налагење)
Какво налагење се очекује између имплантата и	чврста веза

завртња?				
какво налегање се очекује између кости и завртња?	чврсто			
да ли ће при фиксацији завртњевнима постојати места у којима може заостати ваздух?	Да. Минимално. Али то не преставља проблем јер се ваздух одатле истискује и улази у крвоток.			
Од ког материјала треба изградити имплантата?	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>
	Ti6Al4V	PMMA	HA/PLLA	Co-Cr
<i>преорука – рангирање предложених решења</i>	10	8	9	9
Биоразградив материјал?	не	не	да	не
Да ли се захтева порозност материјала?	да	да	да	да
очекивано време опоравка (срастања)	2 мес.	7 дана*	2 мес.	2 мес.
очекивано време трајања операције	<i>незнатно дуже у случају употребе коштаног цемента</i>			
Очекивана цена имплантата	средња			
У ком временском периоду треба изградити имплантат	У што краћем периоду			
услед чега може да дође до одбацивања (неприхватања) имплантата од стране организама/тквива	диспропорције у модулу еластичности кости и материјала, али ово није од великог значаја.			
Која је запреминска граница при избору материјала?	Ако је запремина мања од 1cm <sup>3</sup> онда може да иде и HA/PLLA, ако је већа, онда Ti (и његове легуре).			
Колико износи минимална величина имплантата да би се он израђивао?	Ако обухвата 1/3 везивног дела за зглоб, онда се израђује.			

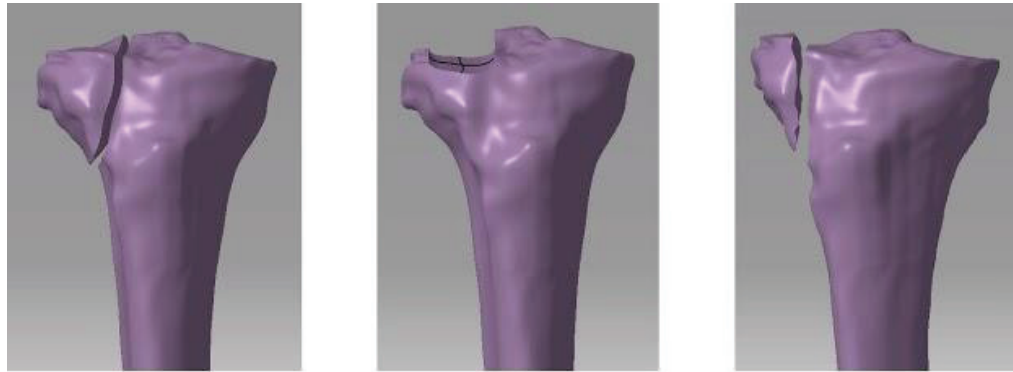
разговор вођен

стручни експерт

У Нишу,  
05. 04. 2016. год.

проф. Др. Милорад Митковић,  
дописни члан САНУ

Током припреме интервјуа и усаглашавања питања, разговор је вођен и о сличним могућим случајевима где би се захтевала уградња имплантата. Примери су приказани на слици 8-17.



Слика 8-17. Примери различитих (могућих) случајева оштећења кости.

### 8.9.2 Интервју 2 - Персонализовани унутрашњи динамички фиксатор – TPL

За потребе провере рада система, извршена је аквизиција знања на моделу персонализоване плочице. Реч је о унутрашњем динамичком фиксатору типа TPL (tibia-plato-lateral). Овај имплант се уграђује у случају сложеног прелома какав је 42-C1 (према АО/ОТА класификацији), а његов модел приказан је на слици 8-18 (Manić, et al., 2015).



Слика 8-18. Модел унутрашњег динамичког фиксатора TPL према Митковићу .

Табела 8.17 - Пример упитника о унутрашњем динамичком фиксатору TPL.

УПИТНИК О ПЕРСОНАЛИЗОВАНОЈ ПЛОЧИЦИ		
	Пол пацијента	нема утицаја
	Године	имају вишеструки утицај (од квалитета материјала до броја потребних завртњева за фиксацију)
	Маса пацијента	утиче
	Узрок	Фрактура
	Област примене	Ортопедија
	Кост	Тибија
	Део кости	Diaphyseal
	Локација	АО/ОТА: 42-C1
	Тип имплантата	персонализована плочица
	Опис имплантата	унутрашњи динамички фиксатор типа TPL (tibia-plato-lateral)
Да ли је имплантат трајни или је привремени?	Привремени	
Чиме ће се имплантат фиксирати за кост ?	Завртњевима	
Којом техником стерилизације ће материјал бити	стандардне технике типа:	

треитран пре уградње?	Аутоклав или Етил-оксид		
Да ли површину имплантата треба додатно заштити? Ако треба – чиме / којом превлаком?	Не треба		
Какава је површинакса храпавост плочице?	Минимална храпавост, једнака по целој површини плочице.		
Колико оптерећење треба имплантат да издржи током свог радног века?	Велико.		
Колика је минимална дебљина кости потребна да би се имплантат фиксирао за кост?	Нема утицаја.		
Колика је минимална дебљина плочице?	2,5 mm		
Да ли ће при фиксацији завртњевнима постојати места у којима може заостати ваздух?	Да али то не представља проблем.		
Да ли могу да се јаве проблеми услед непосредног додира плочице и завртњева?	Да. Трење метала може да оштети имплантат. Посебно је важно у случају додира Ti / Ti.		
Од ког материјала треба израдити имплантата?	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>
	Ti6Al4V	SS 316L	Co-Cr-Mo
<i>преорука – рангирање предложених решења</i>	9	10	7
Биоразградив материјал?	не	не	не
Да ли се захтева порозност материјала?	не	не	не
очекивано време трајања операције	уобичајено		
Очекивана цена имплантата	средња или мала.		
У ком временском периоду треба израдити имплантат	У што краћем периоду		
услед чега може да дође до одбацивања (неприхватања) имплантата од стране организама/тквива	диспропорције у модулу еластичности кости и материјала, али ово није од великог значаја.		

Фиксацијом Ti плочица помоћу Ti завртњева може доћи до оштетења имплантата. Тада услед налегања и динамичког оптерећења, може доћи до стварања тзв. партикула (ситних делова који се круне од имплантата) и које су потенцијално корозивне.

Самозакључавајући завртњеви могу у великој мери да повећају цену имплантата. Стандардни завртњеви имају цену око 70 €, док је цена самозакључавајућих завртњева са упуштеном конусном главом око 700 €.

разговор вођен

У Нишу,  
11. 06. 2016. год.

стручни експерт

проф. Др. Милорад Митковић,  
дописни члан САНУ

### 8.9.3 Остали резултати интервјуа

Током разговора са проф. Митковићем и његовим сарадницима, отворене су и друге теме и питања везана за ову проблематику. Структурисани интервју је помогао да се до њих дође, а добијени подаци се могу сажети у следећем облику:

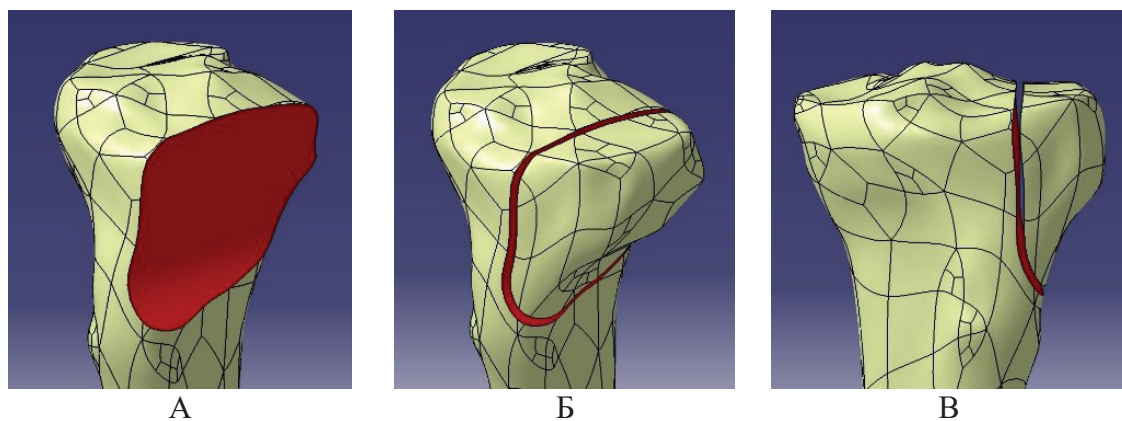
- Пол, године и маса пацијента утичу на механичке карактеристике кости.
- АО класификација дефинише детаљно положај, локацију и тежину прелома. Не примењује се на обољења.
- Челични (SS 316L) делови у непосредном додиру могу временом повећати могућност корозије. Челик се све мање примењује, али има своје место у ортопедији.
- Имплантат нема исти квалитет храпавости површине на саком свом делу-сегменту, (површини), већ квалитет обраде површине зависи од односа имплантата и околног ткива. Квалитет површина имплантата треба да се разликује у случајевима када су у додиру: имплантат/кост, имплантат/хрскавица, имплантат/меко ткиво.
- За коштани запремински имплантат очекује се да ће бити израђен од неког материјала који припада класи метала. Вероватно легура титанијума или кобалтове супер легуре, и то порозне структуре. Поред њих истраживања у области нових материјала фокусирају се и на легуре тантала и магнезијума.
- Да бих фомирао правила о материјалима и извршио њихов избор, потребно је рангирати 2-3 алтернативе материјала од којих се имплантат израђује. Рангирање се може урадити по наведеним својствима материјала. Ту ће вероватно доћи: HA (хидроксиапатит), CaP трикалцијум фосфат ( $\beta$ ), и нарочито смесе материјала као што су HA/PLA и HA/PLLA (у односу 50:50). За мања оптерећења у обзир долази и PMMA полиметилметакрилат (коштани цемент) који се посебно одликује могућношћу обликовања и израде имплантата током оперативног захвата (у припремљеном калупу се током операције, убризгава коштани цемент и исти обликује према калупу). Трабекуларни метал је на бази Тантала. Он се при вештачкој замени колена уграђује у тибију. Питање је да ли би био добар и за волуметријски имплантат јер му је густина око 4 пута већа од титанијумских легура. Последњих година акценат је на трабекуларном титанијуму, кога карактерише одлична порозност и веома добар модул еластичности који се у зависности од проценат порозности може прилагођавати трабекуларној или кортикалној кости.
- За сам поступак израде су битни параметри: димензије, маса, оштре ивице, минимална дебљина, што се добија из геометријског модела. Брзина израде, као и број потребних имплантата снажно утичу на избор процеса израде, а материјал и цена на избор технолошког поступка.
- Како је реч о оштећењу кости насталом услед болести (тумор) треба размотрити могућност праћења обољења уградњом биосензора.



## 9. ОПИС РАДА СИСТЕМА ЗА АНАЛИЗУ ТЕХНОЛОГИЧНОСТИ ПЕРСОНАЛИЗОВАНОГ ИМПЛАНТАТА

За потребе провере рада развијеног система за анализу технолоичности, осмишљен је сценарио за избор материјала и технологије израде персонализованог коштаног волуметријског ортопедског имплантата, као и за персонализовани имплантат типа плочица типа TPL.

Приказ рада развијеног адаптивбилног система за анализу технолоичности детаљно ће бити илустрорван на примеру запреминског коштаног персонализованог имплантата. Пројектовани имплантат је развијен са циљем да надомести недостатак дисталног дела тибије. Узрок овом проблему је појава туморског обољења. Након непотпуног СТ снимка, пројектован је персонализовани имплантат са намером да у потпуности надомести недостајући део кости. На слици 9-1 приказан је параметарски пројектован модел имплантата помоћу CATIA V5 софтверског пакета. 3Д модел имплантата је креиран у ЛИПС лабораторији Машинског факултета у Нишу.



*Слика 9-1. Параметарски пројектован модел персонализованог имплантата: А) модел дисталног дела тибије оштећен у латералном делу; Б/В) модел дисталног дела тибије са пројектованим персонализованим имплантатом: аксонометријски / фронтални приказ;*

Пројектовани имплантат треба уградити на дистални део тибије, а модел кости са персонализованим имплантатом приказ је сликом 9-2.



*Слика 9-2. Параметарски пројектован модел кости тибиије са персонализованим имплантатом на месту дефекта (уграђен имплантат)*

Креирањем овако пројектованог геометријског модела ствара се могућност да сви подаци из стабла модела буду на једноставан начин прочитани и унети у информациони систем, а преко њега и у систем за анализу технолгичности персонализованог имплантата. На тај начин овакав модел представља полазну основу за анализу технолгичности.

Систем за анализу технолгичности персонализованог имплантата реализован је на два начина:

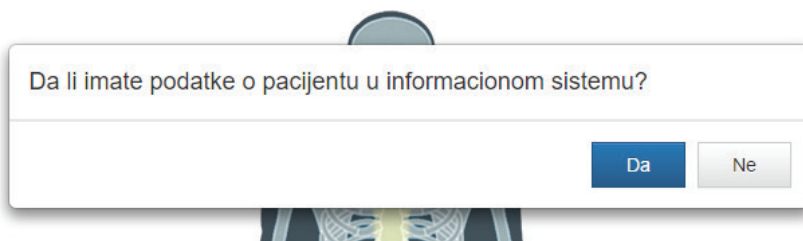
- Мануелним дефинисањем улазних параметара од стране корисника;
- Уносом података у систем из постојећег информационог система.

## **9.1. Почетак рада система**

Систем започиње са радом позивањем веб-апликације. Улаз у систем за анализу технолгичности персонализованог имплантата је модел знања о персонализованом имплантату. Овај модел садржи бројне податке који представљају чињенице о имплантату. То су класификовани и смештени подаци о геометрији, топологији, ергономији, издржљивости, оптерећењу, веку трајања, порозности, толеранцијама, технологији, техникама стерилизације. Овај модел такође садржи и податке о пацијенту, његовим годинама, полу, маси, историји болести, а може садржати и податке о клиници, лекару и сл. Потпуно дефинисан модул знања о имплантату је предуслов успешној анализи технолгичности, односно раду модула пројектованог система.

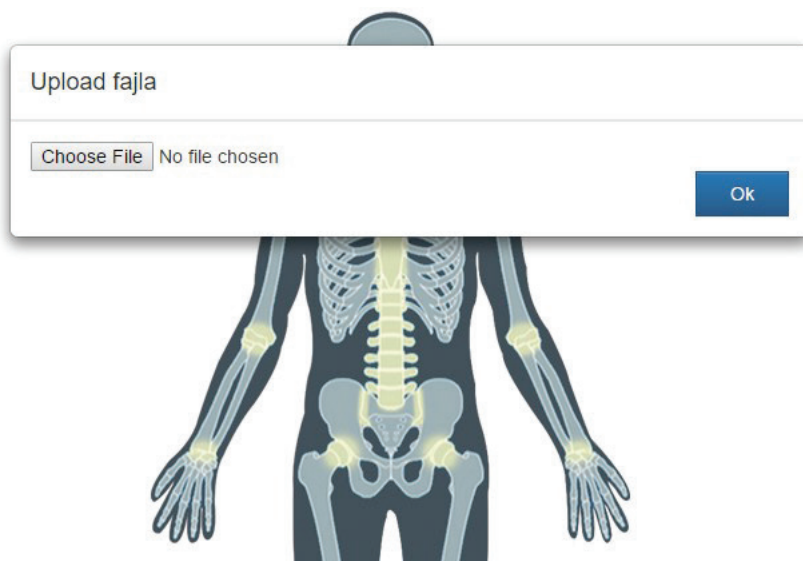
Модел знања персонализованог имплантирања може бити на више начина достављен систему за анализу технолоичности. Са једне стране може се извршити унос податка помоћу корисничког интерфејса веб-апликације, при чему се унос података врши мануелно. Други, елегантнији и аутоматизованији приступ, био би слањем чињеница модела имплантирања из информационог система какав је WfMS. Пројектовани систем за анализу технолоичности дозвољава унос на оба начина.

Веб-апликација на свом почетку тражи да корисник дефинише како ће бити извршен унос модела знања. Односно поставља питање да ли постоје подаци о пацијенту у информационом систему. Уколико постоје захтева се њихов унос, како је и приказано на сликама 9-3 и 9-4.



Слика 9-3. Приказ интерфејса почетне комуникације система и корисника: дефинисање начина уноса модела знања; и б) захтев за уносом модела знања.

У случају да подаци постоје унутар информационог система, они се позивају и информациони систем, какав је WfMS прослеђује чињенице у претходно дефинисаном формату. У случају да не постоје подаци у информационом систему, неопходно је извршити ручно подешавање система.

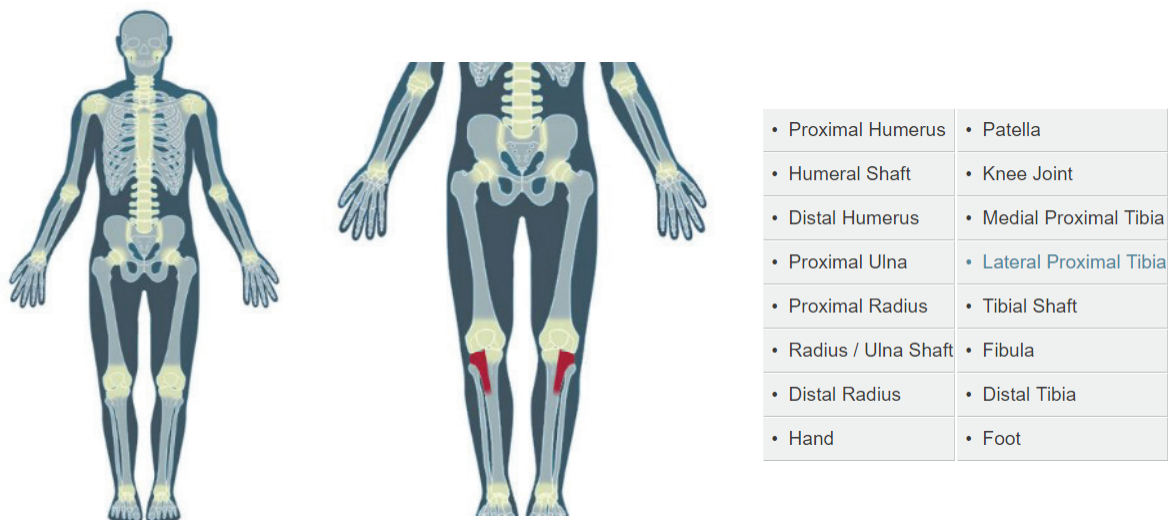


Слика 9-4. Приказ захтева за уносом модела знања.

## 9.2 Мануелно дефинисање параметара од стране корисника

Улазни параметри у систем као што су основни подаци о пацијенту са историјом болести требало би да се налазе унутар информационог система клинике, одакле се могу на релативно једноставан начин користити. Уколико пак не постоје ови подаци или се због нечега сматрају неадекватним, унос података трба обавити мануелно. Мануелни унос података у систем претходно је приказан на сликама 8-8 и 8-9.

Недостатак информационог систем у коме би се налазили подаци о разлозима хоспитализације, као и самом узроку, захтева подешавање система преко корисничког интерфејса веб-апликације. Претходним уносом дефинисано је да је област медицине ортопедија и да је разлог настанка обољења тумор. Сада корисник дефинише кост на којој је потребно уградити персонализовани ортопедски имплантат (слика 9-5). У првом тренутку апликација приказује скелет човека, да би затим корисник обелжио или кост на телу или назив кости (или дела кости) из означене листе. Листа и кост су повезане и означавањем једног објекта, оба повезана елемента биће означена (слика 9-5 десно).



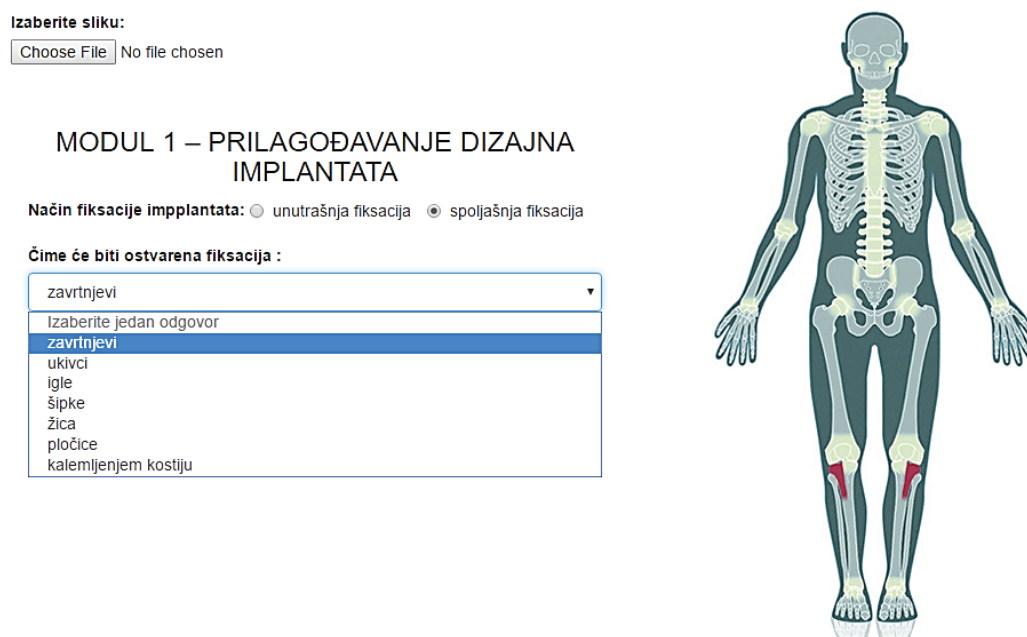
Слика 9-5. Приказ коштаног система човека са могућим костима (и деловима) за уградњу персонализованих имплантата

За потребе приказаног модела персонализованог имплантата (слика 9-1), за који је осмишљен овај сценарио, значиће се латерални проксимални део тибије (спољашњи горњи крајак) као локација на којој треба да се угради коштани волуметријски имплантат. На овај начин извршена су извесна подешавања система за анализу технологичности. У овом случају избором кости тибије, одређује се да се касније активирају правила која се односе на ову кост (или групу костију „дуге кости“), односно

да се правила у систему за друге кости не окидају. Са друге стране, овим подешавањем, могу се подесити извесна метаправила која ће извесним правилима дати приоритет или суспендовати нека правила.

### 9.3 Опис модула система за проверу-верификацију дизајна имплантата

Први модул који се активира је модул за оцену дизајна модела персонализованог имплантата. Овај модул је потребан из разлога завршних подешавања модела имплантата од стране хирурга и инжењера. Њиме хирург проверава постојећи модел, али и дефинише начин уградње имплантата. Уградња имплантата може бити извршена различитим средствима као што су: завртњевци, укивци, игле, шипке, жица, плочица и сл. На слици 9-6 приказан је поступак подешавања дизајна имплантата од стране хирурга дефинисањем начина фиксације и на који начин ће иста бити изведена.

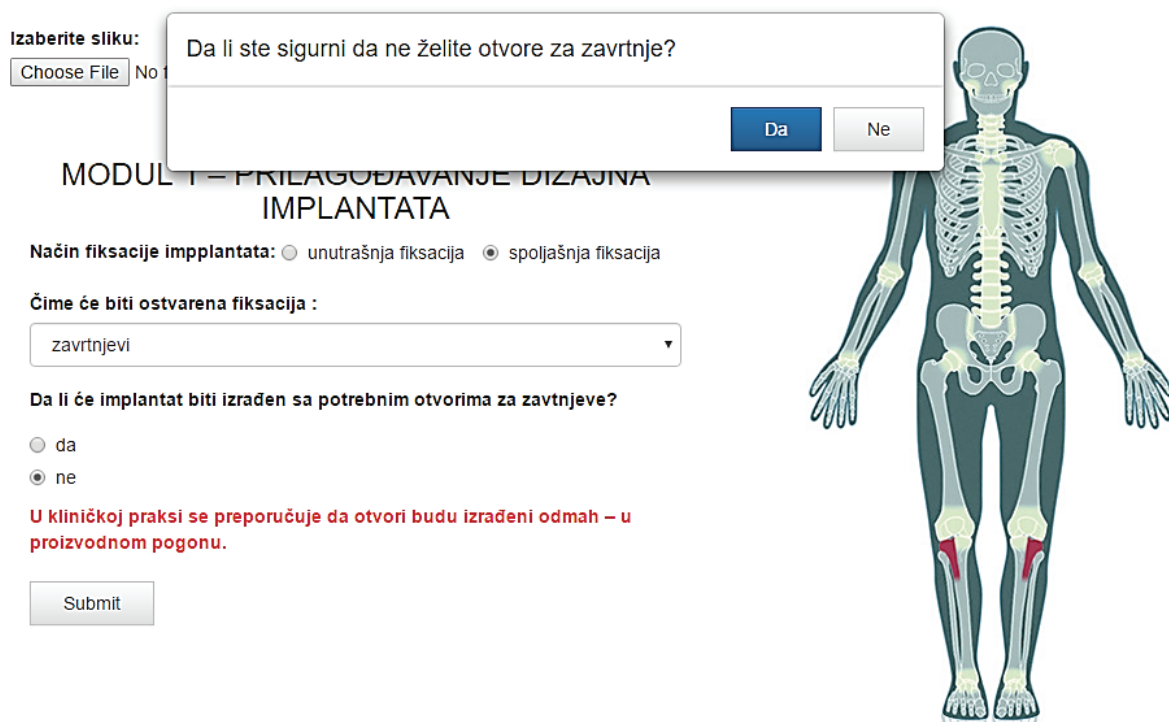


Слика 9-6. Приказ поступка прилагођавања дизајна имплантата – начин остваривања фиксације

Након што се изабере унутрашња фиксација из падајуће листе потребно је дефинисати чиме ће бити остварена уградња имплантата. Избором завртњева као средства за фиксацију имплантата, систем кориснику поставља питање о томе да ли ће се имплантат израдити са отворима за завртњеве или не. Уколико корисник дефинише да имплантат неће бити одмах израђен са завртњевима, односно да ће се отвори бушити

на лицу места у операционој сали, систем за анализу технолоичности даје савет кориснику, слика 9-7, према претходно дефинисаним правилима добијеним од стране експерта. Корисник добија текстуално обавештење садржине „У клиничкој пракси се препоручује да отвори буду израђени одмах – у производном погону“.

Како клиничка пракса препоручује да отвори буду израђени у производном погону, како би се уштедело накнадна стерилизација током самог оперативног поступка, али и смањено ризик од оштећења имплантата при бушењу, реакција система је порука приказана на слици 9-7. Притиском на дугме „Submit“, систем жели да верификује одговор и још једном преиспитује корисника.



Слика 9-7. Верификација модела имплантата без отвора за завртњеве.

Корисник сада може да промени своју одлуку или да настави са својим првобитним одговором. Уколико се определи да задржи одговор, систем тражи потврду одговора (верификацију).

Уколико се корисник определи да модел буде израђен са потребним бројем отвора за завртњеве, његов одговор утицаће на редизајн постојећег модела имплантата.

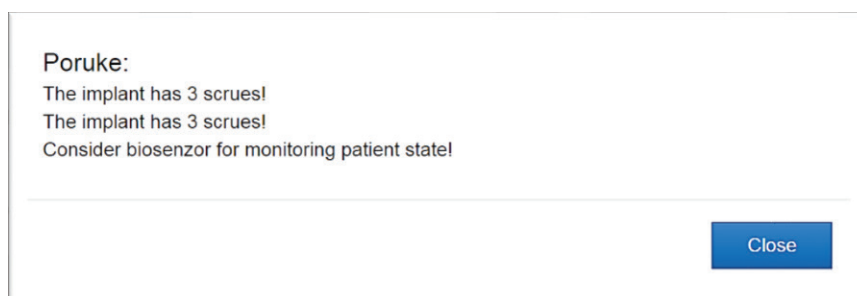
Исказаном потребом да имплантат буде израђен са отворим за завртњеве, и верификациом одговора, систем активира правила, што ће у овом примеру резултирати покретањем правила која дефинишу број потребних завртњева. Сходно димензији и



запремини коштаног имплантата број потребних завртњева (а тиме и отвора за завртњева) може бити 2 или 3, у зависности од старости пацијента. Када редизајнирани модел буде поново послат систему за анализу технолоичности поново се окидају правила и врши провера дизајна. На крају, модул система за анализу технолоичности верификује предложени модел персонализованог имплантата, чиме је модел спреман да буде прослеђен у наредни модул, односно да излаз из модула 1 (верификовани модел персонализованог имплантата) буде улаз у модул за избор класе материјала и самог материјала персонализованог имплантата.

#### **9.4 Опис рада модула за избор класе материјала персонализованог имплантата**

Модул започиње са радом приказом резултата претходног модула. Како број потребних завртњева за уградњу имплантата зависи од старости пацијента, ова информација саопштава се кориснику, слика 9-8. Са друге стране, дошло је до активирања још једног правила, па је Систем послао поруку „Размотрити уградњу биосензора за праћење стања пацијента“. Ова порука последица је активирања правила услед подешавања узрока проблема, односно чињенице да је тумор проузроковао оштетење.



*Слика 9-8. Резултати модула 1 као улаз у модул 2.*

Модул 2 врши избор класе материјала. Сви материјали се могу поделити у 4 основне групе материјала (према хемијском саставу), али њихова биомеханичка својства имају широк дијапазон вредности. Управо такав опсег може да доведе да једна иста класа материјала има и најниже и највише вредности за једну исту карактеристику, јер сваки материјал има своје специфичности. Због тога је овај модул пројектован саветодавно, како би кориснику пружио основну слику о могућем избору материјала. Приказ подешавања система дат је на слици 9-9.



## MODUL 2 – KLASA MATERIJALA

Tensile modulus: <input type="radio"/> L <input checked="" type="radio"/> M <input type="radio"/> H	Local host response (bulk): <input type="radio"/> L <input checked="" type="radio"/> M <input type="radio"/> H
Yield strength: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	Corrosion resistance: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H
Ultimate strength: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	Biocompatibility: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H
Strain to failure: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	Sterilizability: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H
Endurance limit: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	Machinability: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H
Ductility: <input type="radio"/> L <input checked="" type="radio"/> M <input type="radio"/> H	Wear resistance - habanje: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H
Toughness: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	Weight: <input checked="" type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input type="radio"/> H
Hardness: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	Fatigue strength: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H
Density: <input checked="" type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input type="radio"/> H	Cost: <input checked="" type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input type="radio"/> H
Resistance to in vivo attack: <input type="radio"/> L <input type="radio"/> M <input checked="" type="radio"/> H	

Слика 9-9. Дефинисање захтева модула за избор класе материјала.

Резултати рада овако дефинисаних параметара модула 2, раније су приказани у овој дисертацији у поглављу 8.7.2 и сликом 8-10. Предложена класа метала даје овкирни увид кориснику. Овај одговор неће активирати правило које ће о даљем раду сагледавати само материјала, јер је жеља да се што јасније предложи решења у процесу доношења одлуке. Са друге стране, недостатак прецизности односно у којој мери је предложена класа боља од других, утицао је да се у развоју наредних модула укључи фази логика, односно да се развије фази-експертни систем.

### 9.5 Опис рада модула за избор материјала персонализованог имплантата

Модул за избор материјала започиње отварањем новог прозора веб-апликације у коме корисник врши нова подешавања. База података о материјалима је ексел фајл који има дефинисану структуру и у коме се лако могу додавати, брисати или мењати постојећи подаци. Први део форме упитника садржи питања да ли је место израде имплантата операциона сала или се имплантат израђује у производном погону. Затим се дефинише да ли је тип имплантата стандардни или персонализовани. Корисник даље дефинише облик имплантата (плочица, љуска, скафолд, запремински), а затим одређује комплексност облика која је у овом случају сложена (слика 9-10). Корисник затим дефинише величину запремине имплантата, као и тип налегања између кости и имплантата, односно имплантата и завртња, служећи се при том лингвистичким изразима који имају извесни степен неодређености.

## MODUL 3 – IZBOR MATERIJALA

**Mesto izrade implantata:**  operaciona sala  proizvodni pogon

**Tip implantata:**  standardni - tipski  personalizovani

**Oblik implantata:**

**Kompleksnost oblika implantata:**

**Zapremina implantata:**

**Naleganje između kosti i implantata**

- čvrsto
- neizvesno
- labavo

**Naleganje između implantata i zavrtnja**

- čvrsto
- neizvesno
- labavo

*Слика 9-10. Приказ корисничког упитника за модул избор материјала, део 1.*

У наставку, корисник треба да дефинише ниво биомеханичких карактеристика које материјал имплантата треба да задовољи. На слици 9-11 приказана су питања на која корисник даје одговоре и тиме подешава систем. Одговори на питања о биокомпатибилности, отпорности на коризију, отпорности на хабање бирају се из падајуће листе, избором једног од понуђених одговора (из\_мала, мала; средња, велика, из\_велика).

Корисник дефинише и параметре о механичким особинама које материјал треба да садржи. На питање о еластичности материјала (модул еластичности) корисник може дефинисати и више одговора, што може олакшати циљану претрагу. Важни параметри при дефинисању су и затезна чврстоћа и издрживост (динамичко оптерећење).

**Biokompatibilnost materijala:**  
Izaberite jedan odgovor ▼

**Otpornost na koroziju:**  
Izaberite jedan odgovor ▼

**Otpornost na habanje:**  
Izaberite jedan odgovor ▼

**Zahtevana elastičnost materijala:**  izuzetno mala  mala  srednja  velika  
 izuzetno velika

**Zatezna čvrstoća (Jačina materijala):**  
Izaberite jedan odgovor ▼

**Dinamičko opterećenje:**  
Izaberite jedan odgovor ▼

Слика 9-11. Приказ корисничког упитника за модул избор материјала, биомеханичке карактеристике.

Овде треба напоменути повезаност могућег одговора на питање о „динамичком оптерећењу“ са претходно дефинисаним параметром о типу кости. Овај параметар уграђен је у модел знања о самом имплантату. Наведени пример имплантата се уграђује на тибију. Како је тибија кост доњих екстремитета и као таква трпи изузетно велико оптерећење јер преноси комплетну тежину и оптерећење на кости стопала, уколико би одговор корисника на ово питање (динамичко оптерећење) био „мала“ или „средња“ активирало би се правило које би указало да се провери овај одговор. Такође, може да се дефинише да систем аутоматски препозна само оптерећење које одговара селектованој кости, како не би дошло до случајних грешака.

На крају корисник дефинише циљани век трајања имплантата и жељену порозност материјала, као и технику стерилизације која ће се применити након израде материјала (слика 9-12). Иако стерилизација долази на крају, када се имплантат изради, важно је напоменути да нису сви материјали стабилни при одређеним техникама стерилизације, односно могу да изгубе нека својства или да промене своју структуру. Због тога је ово питање уврштено у овај модул.

**Vek trajanja implantata:**

Izaberite jedan odgovor ▼

**Kakva poroznost materijala treba da bude:**

Izaberite jedan odgovor ▼

**Zahtevana elastičnost materijala:**  izuzetno mala  mala  srednja  velika  
 izuzetno velika

**Koja tehnika sterilizacije će se primeniti:**  autoklav  etilen oksid  nejonizujuće zračenje

Submit

Слика 9-12. Приказ корисничког упитника модула 3: век трајања, порозност и технике стерилизације.

За случај персонализованог имплантата и дефинисане одговоре на питања, веб-апликација је кликом на дугме „submit“ проследила упит машини за закључивање. Јесс ће сада активирати правила којим се врши препознавање оптималног материјала и према дефинисаној score функцији ће извршити рангирање материјала. Приказ резултата дат је на слици 9-13.

```
"C:\Program Files\Java\jdk1.8.0_66\bin\java" ...
Score: 1.78 Titanijum_legura Ti-6Al-4v hladno deformisan
Score: 1.66 Titanijum_legura Ti29Nb13Ta4.6Zr
Score: 0.66 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L kovan
Score: 0.39 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L kaljen
Score: 0.39 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L valjan
Score: 0.39 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L hladno deformisan

Process finished with exit code 0
```

Слика 9-13. Приказ резултата модула 3 – избор материјала.

Добијени резултати указују да је, према доступним материјалима, оптимално решење Ti6Al4V, а одмах затим и Ti29Nb13Ta4.6Zr. Ова решења одговарају клиничкој пракси, у којој се показало да тежња да се искључи ванадијум (због могуће токсичности, која није доказана у медицини, али је познато да је „V“ токсичан материјал, па се сумња на извесне нежељене појаве) довела до појаве материјала какав је Ti29Nb13Ta4.6Zr. Овај материјал чак има нешто бољу биокомпатибилност и отпорност на корозију од Ti6Al4V (иако Ti6Al4V има изузетно добра оба својства), али је цена материјала као и захтевност при обради утицала на смањење укупне оцене овом материјалу.

## 9.6 Опис рада модула за избор технолошког поступка израде персонализованог имплантата

Улазне величине у модул 4 су резултати из модула 3. У првом прозору овог модула приказују се кандидати материјали рангирани према дефинисаним захтевима. Специфичности избора материјала и технолошког поступка којим ће материјал бити обрађен у жељени облик огледа се у приличној условљености ове две фазе развоја производа. Са једне стране материјал снажно утиче на дефинисање начина обликовања производа, али сам поступак настанка материјала или његова доступност од стране произвођача везане су за технологију израде. То се посебно односи на адитивне технологије где су за адитивне машине тачно дефинисани материјали (и њихови произвођачи). Због тога је сада на кориснику да селекује материјале се којима жели даље да ради. Приказ модула 4 дат је на слици 9-14.

### MODUL 4 – Tehnologija

<p><b>Materijal:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; height: 30px; width: 100%;"></div> <p><b>Tačnost izrade:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno velika</div> <p><b>Složenost oblika:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno velika</div> <p><b>Zapremisnki model:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">mali</div> <p><b>Vreme izrade:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno malo</div> <p><b>Obrađivost materijala:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno lako</div> <p><b>Kvalitet hrapavosti površine implantata prema kosti:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">srednja</div> <p><b>Kvalitet hrapavosti površine implantata prema mekom tkivu:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">srednja</div>	<p><b>Koliko je zahtevano vreme izrade implantata:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno malo</div> <p><b>Da li je potrebno na implantat naneti prevlake:</b> <input checked="" type="radio"/> da <input type="radio"/> ne</p> <p><b>Tip prevlake:</b> <input checked="" type="radio"/> HA <input type="radio"/> drugo</p> <p><b>Obrada graftova:</b> <input type="radio"/> da <input checked="" type="radio"/> ne</p> <p><b>Obrada bio aktivnih ćelija:</b> <input type="radio"/> da <input checked="" type="radio"/> ne</p> <p><b>Termička obrada:</b> <input type="radio"/> da <input type="radio"/> ne <input checked="" type="radio"/> po potrebi</p> <p><b>Tip termičke obrade:</b> <input type="radio"/> tip <input checked="" type="radio"/> drugo</p> <p><b>Naleganje sa koskom:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno čvrsto</div> <p><b>Naleganje sa zavrtnjem:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno čvrsto</div> <p><b>Površinska hrapavost:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno mala</div> <p><b>Veličina hrapavost:</b></p> <div style="border: 1px solid #ccc; padding: 2px;">izuzetno velika</div>
---	---

Слика 9-14. Модул 4 – избор технолошког поступка израде имплантата.

Подешавањем жељених параметара, као што су хрпавост површина имплантата, сложеност облика, запремина, време израде, и сл. дефинише се овај модул. Његовим активирањем извршавају се правила, а излазне величине Систем за анализу технологичности персонализованог имплантата прослеђује у наредни модул.

## 9.7 Опис рада модула за процену цене персонализованог имплантата

Процена цене је уз време један од најважнијих критеријума у оцени технолоичности производа. Сложеност облика, захтевана класа храпавости и други критеријуми технологије израде, у овом модулу се повезују са базом материјала. База материјала је већ коришћена при избору класе материјала и самог типа материјала, али параметри о цени материјала опет се позивају из овог фајла.

Са друге стране, избор технолошког поступка заполео је избором материјала, да би затим биле сагледане карактеристике процеса као и перформансе доступних машина за израду имплантата.

Модул 5 за процену цене израде персонализованог имплантата, током модула 4 сагледао је време израде и могућност израде сложене слободне форме коју има персонализовани волуметријски коштани имплантат. Активирањем једначина и релација у овом модулу, Систем за анализу технолоичности рангира вредности и даје процену цене израде персонализованог имплантата у зависности од врсте материјала и технолошког поступка израде. Приказ резултата рада система у модулу 5 је аутоматски а предлог је листа материја који се могу израдити технолошким поступком, рангирани према *score* функцији која оцењује материјал и технологију и на крају процењује цену израде персонализованог имплантата (слика 9-15).

### MODUL 5

Score	Materijal	Tehnologija	Cena
Score M: 13.45 Score T: 1103.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: Arcam Ti6Al4V ELI	Proces: Aditivni Tehnologija: EBM	1179.71
Score M: 14.43 Score T: 1053.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: EOS Titanium Ti64	Proces: Aditivni Tehnologija: DMLS	1565.43
Score M: 13.99 Score T: 1053.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: EOS Titanium Ti64 ELI	Proces: Aditivni Tehnologija: DMLS	1566.86
Score M: 13.66 Score T: 103.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: Ti6Al4V	Proces: Aditivni Tehnologija: EBM	1176.86
Score M: 13.55 Score T: 103.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: Ti6Al4V	Proces: Aditivni Tehnologija: EBM	1178.29
Score M: 13.66 Score T: 53.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: Ti6Al4V	Proces: Aditivni Tehnologija: DMLS	1562.57
Score M: 13.55 Score T: 53.00	Grupa: Титанијумска легура Materijal: Ti6Al4V	Proces: Aditivni Tehnologija: DMLS	1564.00

Слика 9-15. Приказ процене цене израде имплантата.

У овом случају, очекивано је да адитивне технологије имају предност над осталим поступцима, што је Систем за анализу технолоичности персонализованих имплантата и препознао.

Разлог томе лежи у захтевима да имплантат буде израђен у изузетно кратком временском периоду и са изузетно дугим веком трајања. При чему је персонализовани имплантат јединствен производ изузетно сложеног облика.

Предложене технологије као што су EBM и DMLS имају предност јер на брз и једноставан начин могу да израде жељени персонализовани имплантат. Како је реч о јединственом производу, његова цена израђена на овај начин биће уједно и нижа од других технологија. Систем за налізу технолоичности је у овом случају, при изради имплантата од Ti6Al4V дао предност EBM поступку над DMLS узимајући у обзир брзину израде и саме трошкове који се огледају у брзини рада машине као и потребној завршној обради (попут термичке обраде).

## 9.8 Систем за анализу технолоичности персонализоване плочице

Персонализована плочица типа TPL је други пример на коме је тестиран Систем за анализу технолоичности. С обзиром на то да овакав производ има једноставнију геометрију од запреминског персонализованог имплантата, као и то да је имплантат привремени и да време израде јесте важно, али не и ограничавајуће, Систем је дао другачије резултате.

```
"C:\Program Files\Java\jdk1.8.0_66\bin\java" ...  
Score: 3.66 Titanijum_legura Ti-6Al-4v hladno deformisan  
Score: 2.39 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L kovan  
Score: 2.17 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L kaljen  
Score: 2.12 Nerdjajući čelik X2CrNiMo 17-12-2 316L valjan  
  
Process finished with exit code 0
```

Слика 9-16. Приказ резултата предложених материјала у случају персонализоване плочице типа TPL.

Приказана слика илуструје да ће најпогоднији кандидати материјали бити легуре Титанијума и Нерђајућег челика. С обзиром на цену материјала и њихову обрадивост, у модулу 4 за избор технологије израде имплантата, могуће је да ови материјали буду имали и другачији коначни редослед. То зависи од критеријума који ће им бити задати у овом модулу.

Са друге стране, чињеница да брзина израде није елиминаторна, као и да геометрија имплантата у правцу z-осе може да прави проблем адитивним технологијама, субтрактивни процес попут CNC глодања или формативни SPIF постају могући технолошки поступци израде оваког персонализованог имплантата. Што је и потврђено на овом примеру.



## 9.9 Пример рада система за анализу технологијности персонализованог имплантата који је интегрисан са информационом системом (WfMS-MD)

### 9.9.1 Коминикација модула 1 CAT и система WfMS-MD

Изглед података који се достављају из система WfMS-MD у систем CAT:

modul1_req
<pre>{   "person": {     "age": 54,     "country": "Srbija",     "city": "Nis",     "sex": "M",     "int_cause": "bolest",     "kind": "tumor",     "med_area": "ortopedija"   },   "implant": {     "operation_type": "implant",     "bone": "tibija",     "bone_location": "donji_ekstremitet",     "implant_location": "proksimalni",     "mod_el_k": 30,      "mod_el_t": 3,      "ct": "uradjen",     "fixation_method": "unutrasnji",     "fixation_impl": "zavrtnjima",     "hasHoles": true,     "ispunjenost": "kompaktan",      "bone_roughness": "velika",      "tissue_roughness": "iz_male",     "manu_place": null,     "shape_complexity": null,     "implant_shape": null,     "implant_volume": 2.0,     "mass": 0.0,     "implant_type1": null,     "implant_type2": null,     "ster_tech": null,     "isBioDecomp": false,     "pripremak_Volume": 1.0,     "comp_count": 0,     "final_treatment": null,     "material": null,     "tech": null,     "score": 0.0,     "price": 0.0,     "bioDecomp": false   } }</pre>

Изглед података који САТ доставља као излаз из модула 1 у WfMS-MD:

modull_res
<pre>{   "person": {     "age": 54,     "country": "Srbija",     "city": "Nis",     "sex": "M",     "int_cause": "bolest",     "kind": "tumor",     "med_area": "ortopedija"   },   "implant": {     "operation_type": "implant",     "bone": "tibija",     "bone_location": "donji_ekstremitet",     "implant_location": "proksimalni",     "mod_el_k": 30,      "mod_el_t": 3,      "ct": "uradjen",     "fixation_method": "unutrasnji",     "fixation_impl": "zavrtnjima",     "hasHoles": true,     "ispunjenost": "kompaktan",      "bone_roughness": "velika",      "tissue_roughness": "iz_male",     "manu_place": null,     "shape_complexity": null,     "implant_shape": null,     "implant_volume": 2.0,     "mass": 0.0,     "implant_type1": null,     "implant_type2": null,     "ster_tech": null,     "isBioDecomp": false,     "pripremak_Volume": 1.0,     "comp_count": 3,     "final_treatment": null,     "material": null,     "tech": null,     "score": 0.0,     "price": 0.0,     "bioDecomp": false   } }</pre>

Приказани начин коминукације WfMS-а и система за анализу технологичности одваја се на исти начин за сваки од модула система. Како је количина података која се том приликом размењује у модулима 3 и 4 обимна, они неће бити овде приказани.

## 10. ЗАКЉУЧАК

Савремена индустрија у све већој мери заснива свој рад на принципима дистрибуиране производње, где одређене пословне активности обављају специјализована предузећа, институције или појединци на међусобно удаљеним локацијама. Овакав тренд постоји и у ортопедској индустрији где водећи светски произвођачи ангажују мање компаније за поједине послове, задржавајући при том специфичне, заштићене или патентиране активности да их сами реализују.

Потреба да ортопедски имплантат буде прилагођен специфичним захтевима пацијента довела је до персонализације ортопедских имплантата. Персонализовани ортопедски имплантат је обично производ сложене геометрије (и спада у тзв. слободне форме), који својом геометријом и топологијом у потпуности одговара потребама пацијента. Његова израда захтева адекватан избор биоматеријала као и технолошког поступка производње, а то се постиже анализом технологиčnosti предложеног виртуелног модела у најранијим фазама развоја производа. Предуслов овом развоју унутар виртуелног предузећа је постојање снажног информационог система (као што је WfMS) који ће обезбедити колаборацију људи и процеса. Систем за анализу технологиčnosti персонализованог имплантата, повезје се са информационом системом компаније да би на једноставнији, поузданији и аутоматизованији начин вршио унос података у систем (тачније модуле система). Закључивање система, базирано на знању, предлаже одлуку која је производ рада *адаптибилног фази-експертног система*. На тај начин систем заправо процењује избор оптималног материјала и технолошког поступка израде персонализованог имплантата и тиме помаже процесе доношења одлуке.

### 10.1 Остварени резултати

У дисертацији је приказана *анализа постојећих метода и технологија вештачке интелигенције* како би била изабрана оптимална метода којом ће се развијати систем за анализу технологиčnosti. Сходно расположивој количини примера персонализованих имплантата, као и логици на којој је заснован механизам закључивања, препознати су *експертни системи* као потенцијално оптималан метод. Продукциона правила у експертним системима имају разумљиву синтаксу програмерских правила, и обезбеђују закључивање слично људима.

Основа за рад система су улазни подаци у систем. За те потребе у оквиру дисертације **израђен је модел знања о персонализованом имплантату**. Овај модел садржи структуриране и класификоване податке о геометрији, ергономији, естетици,

итд. Такође садржи потребне механичке карактеристике, физичке особине, производне захтеве, захтеве уградње, и сл. У модел се уграђују и лични подаци о пацијенту, историји болести, обављеним прегледима, анализама и дијагностици. Модел садржи и податке о клиници, лекару, али и податке о типу имплантата, месту уградње и сл.

На основу броје литературе **израђена је база података** о материјалима, машинама, и технолошким поступцима за израду персонализованих имплантата. База података је израђена као ексел фајл са јасном структуром и директно је повезана са експертним системом. Тиме се обезбеђује веома једноставно ажурирање базе. Могуће је брисати или додавати нове материјале, а да то не утиче на систем. Заправо је повезивање извршено тако да се сваким ажурирањем базе података окину правила. Тиме ће систем бити ажуриран у тренутку и узмеће у обзир најновије вредности из базе.

За потребе дисертације интервјуисани су лекари специјалисти ортопедије. Током структурисаног интервјуа сакупљени су подаци и знање о персонализованом имплантату. Прикупљено знање о пројектовању и изради персонализованог имплантата је систематизовано и унето у експертни систем у форми правила. На тај начин **формирана је база знања (правила)** која се примењују на модел знања персонализованог имплантата.

Најважнији циљ ове дисертацији био је **развој модела експертног система за анализу технолошкости прерсонализованих имплантата**. Основни задатак система је да пружи подршку процесима одлучивања при избору материјала и технолошког поступка израде персонализованог имплантата. И систем је то успешно показао на примеру персонализованог коштаног запреминског имплантата. Тренутно је развијено **134 правила** која су унета у базу знања.

Систем је пројектован да буде *модуларан*, што обезбеђује једноставност у раду и ствара кориснику осећај сигурности. Развијени систем за анализу технолошкости има пет модула:

1. *Модул за оцену дизајна*, који служи да верификује предложени модел или да исти врати пројектанту на редизајн;
2. *Модул за препоруку класе материјала*, који саветодавно указује на потенцијалну класу материјала
3. *Модул за избор врсте материјала*, који рангира кандидате за материјал имплантата према дефинисаној функцији. Приказују се резултати изнад одређене вредности и они се (као излазни фајл из модула) прослеђују у наредни модул;
4. *Модул за избор технолошког поступка* разматра доступне материјале из претходног модула и за њих претражује доступне технолошке поступке са аспекта

материјала, машина и технологије израде. Излаз из модула су рангиране технологије које се прослеђују у наредни модул;

5. *Модул за процену цене персонализованог имплантата* на улазу добија податке из модула 3 и модула 4. Сада ови подаци, према технологији и јединичној цени материјала бивају сумиране, односно модул приказује листу рангираних материјала са технологијама израде према цени персонализованог имплантата.

Излаз из сваког од модула се генерише у виду података који су саставни део излазног документа. Начин организације излазних података зависи од начина рада система (да ли је мануелни унос података или аутоматски из информационог система предузећа).

Модул 2 пројектованог система током пројектовања приакзао је извештај недостатак. Систем подлаже једно решење не указујући при том колико су други кандидати за решење били близу. Због тога су модули 3 и 4 развијани са извесном неодређеношћу, коришћењем лингвистичких варијабла. Тако је препозната *фази логика*, као погодна за рад и приказ решења која ће бити ближа људској логици. Помоћу ње су пројектовани модули 3 и 4 као **фази-експертни системи**.

За подршку процесима одлучивања **развијена је веб-апликација** и постављена на сервер. На тај начин она је доступна свуда широм мреже и обезбеђује приступ са различитих локација. На тај начин се остварује могућност колаборативног рада помоћу удаљеног приступа.

Предложени систем за анализу технологиčnosti је развијен да ради на два начина:

- 1) *Мануелним подешавањима*, у случају непостојања информационог система па је неопходно одређене податке о полу пацијента, годинама итд. унети мануелно. У том случају излаз из система је фајл који се штампа.
- 2) *Интегрисањем са информационалним системом*, где улаз у систем представљају подаци из информационог система. Тада се излазни фајл из система за анализу технологиčnosti шаље назад у информациони систем одакле се по потреби користи.

У оба наведена случаја, излазни фајл из система служи да помогне процесима доношења одлука предлагањем комбинације материјала и технологија за израду персонализованог имплантата.

У овој дисертацији систем за анализу технологиčnosti интегрисан је са системом за управљање токовима рада *WfMS-MD*. На примеру пословних токова између клинике и производног погона (и одељења за пројектовање производа) приказују се активности које се одвајају на различитим локацијама. Активност анализе технологиčnosti добија

из WfMS-MD улазне податке који се обрађују унутар система, а добијени резултати се враћају у информациони систем. Ова комуникација се обавља за сваки од пет модула, при чему након задњег модула, генерисани подаци се достављају у информациони систем у жељеном облику.

Једна од важних одлика **развијеног експертног система** је његова **могућност надоградње**. Предложени концепт, као и спроведена истраживања у дисертацији, указују да уколико се жели да добије *интелигентни систем за пројектовање производа*, са аспекта његове технологичности, неопходно је уградити базу знања различитих учесника у пројектовању и производњи која треба да аутоматски реагује приликом коришћења система. Та база знања има могућност ажурирања, проширивања и дељења у свим фазама рада. Такође она је и разумљива корисницима.

Процес пројектовања и конструисања производа праћен је сталним технолошким разматрањима о могућностима израде производа. Коришћењем адаптивних експертних система у анализи технологичности модела систем постаје саветник пројектанту, при чему је могуће надограђивати или мењати базу знања. Та могућност обезбеђена је употребом *декларативног знања* које обезбеђује и декларативни приступ програмирању. За разлику од процедуралног (алгоритамског) програмирања, декларативно програмирање не захтева измену структуре, односно није потребно поново пројектовати систем већ се на једноставан начин могу мењати правила, односно пројектовани систем.

**Адаптивност система је остварена** коришћењем експертне љуске. Поред наведених особина треба напоменути да адаптивни експертни систем:

1. Има могућност једноставног адаптирања базе знања, што не захтева велике напоре у програмирању нити је потребно развијати нове програме (алгоритме);
2. Аутоматски преводи сакупљено знање из интервјуа у одређена правила. Велики број интервјуа са различитим лекарима утиче да сакупљено знање може бити различито, па је неопходно добијена правила рангирати или позивати по потреби (према нпр. клиникама);
3. Поседује могућност надоградње и повезивања са другим системима;
4. Интегрише се са другим активностима унутар мреже информационог система;
5. Поседује велику брзину у раду, јер систем није оптерећен другим правилима и процедурама;
6. Има отворену, прошириву и прилагодљиву структуру. То значи да систем има способност да креира нове инпуте и аутпуте, везе, модуле, итд. док ради. Такође

систем је способен да смешта све податке које зна и које ће у будућности знати (проширива база података);

7. Поседује способност да користи нове податке и чињенице одмах након ажурирања базе података, аутоматским окидањем правила.

За потребе развоја адаптивбилног експертног система за анализу технологичности персонализованих имплантата коришћен је **Jess**. Његова компатибилност са Java програмским језиком, као и претходно искуству у корићењу ове љуске на пројектима и истраживањима у оквиру ЛИПС-а на Машинском факултету у Нишу, било је главно опредељење у избору Jess-а као алата за развој система анализе технологичности у овој дисертацији.

Развијена веб-апликација система за анализе технологичности садржи и извесне податке, информације и знање о одређеној области. Ово знање се користи у форми правила, али има још једну намену. Предвиђени простор за „опис“ заправо је место у које се приказују основне, а по потреби и специфичне, информације. Приказом кости тибије, у простору испод слике, приказује се текстуални опис тибије. На тај начин овај **систем постаје и едукативан**, односно да почетницима у овој области пружи потребне основне информације и знања. Описи су текстуални фајлови који се могу надограђивати и развијати све до жељеног нивоа. Као такви представљају добру основу за учење.

## 10.2 Дискусија

Успешном аквизицијом, сакупљени подаци су систематизовани, обрађени и моделирано је знање о персонализованом имплантату. Развијен модел знања персонализованог имплантата представља основу (улаз) система за анализу технологичности. Формирањем базе података о материјалима, технолошким поступцима, технологијама и машинама, обезбеђује се претраживање жељених карактеристика са базом расположивих ресурса. Модел знања је допринео и формирању продукционих правила, односно формирању базе знања. Употреба Jess експертне љуске обезбеђује могућност да систем буде адаптивбилан, односно да на релативно елегантан начин буду извршене потребне измене, подешавања или надоградње система новим правилима. То се може радити и током рада система, без његовог заустављања. Такође, база правила се без икаквих програмерских знања и вештина може ажурирати. Сваком изменом у ексел фајлу и његовим снимањем, систем покреће поново правила, односно врши анализу технологичности према ажурираној бази. Систем је успешно повезан са информационом системом за праћење и управљање токовима рада, захваљујући веб технологијама, односно развијеној веб-апликацији. Прегледан кориснички интерфејс уз модуларност система обезбеђују кориснику пријатан раду сигурном окружењу.



### 10.3 Правци даљег развоја и будућа истраживања

Даљи развој ових система је разноврстан. Са једне стране могуће је да се будући правци истраживања крећу ка комбиновању метода вештачке интелигенције у пројектовању хибридних система. Тиме би се афирмисао нови квалитет стручњака у процесу развоја производа, чија ће улога у наредном периоду бити да постављају задатке, прате, процењују и доносе одлуке чак и условима када експерт није присутан или када чак и није део тима. Да би то било могуће, потребно је у систем унети знање и искуство, на основу кога ће систем моћи да резонује и помаже доносиоцима одлука.

То ће се обезбедити **аквизицијом знања**. У овом сегменту, тренутно веома популарном, могу да се развијају бројна даља истраживања, од којих се издвајају два правца:

- Будућа истраживања у правцу прикупљања експертског знања биће усмерена на израду *веб-апликације* којој ће приступати лекари специјалисти и *попуњавати упитник* о имплантату. На тај начин ће они своје знање и искуство преносити у систем који даље може доносити предлоге одлука, према искуству лекара са појединих клиника. Па се као правило може дефинисати да „лекари у КЦ Београд користе Илизаров фиксатор, док лекари у КЦ Ниш користе Митковићев динамички фиксатор.“ Оваква правила, могу бити од користи, када знамо у ком граду (клиници) се изводи хируршки захват. Односно може се дефинисати метаправило које ће извесним правилима дати предност.
- Други правац истраживања у аквизицији знања биће методе *истраживања података (Data Mining)* и *отривања зњања (Knowledge Data Discovery)*. Ове методе су фокусиране на проналажење извесних образаца и „вађење“ (екстрактовање) корисних сазнања из обрађених великих скупова података, методама вештачке интелигенције. Након проналажења податка и препознавања корисног знања, потребно је извршити његову трансформацију у разумљиве структуре за даљу употребу. *Изазов вађења знања* из података се ослања на истраживања у статистици, базама података, препознавању облика, машинском учењу, визуализацији података, оптимизацији, и рачунарству високих перформанси.

Оваква аквизиција треба да обезбеди већу количину података са којом би и други системи (засновани на другим методама) могли да адекватно раде.

Уколико би количина добијених података била велика, *вештачке неуронске мреже* биле би потенцијално занимљиво решење. Како ова метода ради на принципу машинског учења тј. самообучавања и нема могућност „сугестија“ развој и подешавање овог система представљаће изазов.

Са друге стране, већи број варијантних решења отвара могућност коришћења *генетских алгоритама* или сродних метода при оптимизацији решења. Ако би се овим системима додала фази логика (или можда сива логика) за рад система за извесним степеном неодређености, постојећи систем би могао да се надогради новим модулом за оптимизацију решења заснованом на фази-генетском алгоритму.

Фази-неуронске мреже односно фази-генетски алгоритми представљају кандидате *хибридних метода вештачке интелигенције* који би (са већим бројем примера) потенцијално биле адекватан избор.

На крају, изазов адаптивности система је сигурно област у којој може да се врше истраживања. Технолошки развој и „Internet of Things“, доносе нам бројне паметне (smart) уређаје, махом симбиозом и трансфером постојећих технологија. У том контексту могућност развоја паметног адаптивног система представља један од праваца даљег истраживања.

Паметни адаптивни систем, поред постојеће адаптивности, треба да развија своју структуру и функционалност на континуиран, само-организован и интерактиван начин. Заснивао би се на коришћењу више извора података и обављао би интелигентне задатке попут одлучивања, формирања концепата или закључивања са несигурношћу. Будући интелигентни (паметни) адаптивни систем треба да:

- учи брзо из велике количине података, и идеално би било кроз тип обуке „један-пролазак“;
- буде заснован на меморији са способношћу да додаје, повлачи и брише појединачне делове података и информација;
- побољшава своје перформансе кроз активну интеракцију са другим системима и са окружењем на мулти-модуларан, хијерархијски начин;
- има способност само-побољшања, анализе сопствених перформанси и објашњења онога што је научио о проблему који решава.

Сви наведени изазови предствљају (могуће) будуће правце даљег истраживања у области примене метода вештачке интелигенције у системима за анализу технологичности. Развој интелигентних производних система и информационих система све више ће наглашавати потребу за дистрибуираном производњом у којој ће виртуелна компанија све више добијати на значају.

## ЛИТЕРАТУРА

- "E.Piaggio", R., 2016. *Smart scaffolds for monitoring cell process based on impedance characteristics*. [Online] Available at: <http://www.centropiaggio.unipi.it/research/smart-scaffolds-monitoring-cell-process-based-impedance-characteristics.html>, [Accessed 12 05 2016].
- Alkhaffaf, M., 2012. The Role of Information Systems in Decision Making: The case of Jordan Bank. *Computer Engineering and Intelligent Systems*, Volume 3 (10), pp. 19-27.
- Allen, J., 2006. *An Investigation into the Comparative Costs of Additive Manufacture vs. Machine from Solid for Aero Engine Parts*. s.l., RTO, France, pp. 17/1-10.
- Annas, G. J., 2014. Personalized medicine or public health? Bioethics, human rights, and choice. *Revista Portuguesa de Saúde Pública*, Volume 32 (2), pp. 158-163.
- AO, F., 2010. *Müller AO Classification of Fractures - Long Bones*. s.l.:AO Foundation, Switzerland.
- Araújo, R. et al., 2013. Single point incremental forming of a medical implant. *Key Engineering Materials*, Volume 554-557, pp. 1388-1393.
- Arni, R. & Gupta, S. K., 2001. Manufacturability Analysis of Flatness Tolerances in Solid Freeform Fabrication. *Journal of Mechanical Design*, Volume 123 (1), pp. 148-156.
- Arnone, J., 2011. *A comprehensive simulation-based methodology for the design and optimization of orthopaedic internal fixation implants*, Ph. D. Thesis. s.l.:The Faculty of the Graduate School, University of Missouri-Columbia.
- Ashby, M., Brechet, Y., Cebon, D. & Salvo, L., 2004. Selection strategies for materials and processes. *Mater Des*, Volume 25, pp. 51-67.
- Ashby, M. & Johnson, K., 2014. *Materials and Design: The Art and Science of Material Selection in Product Design*. Oxford, UK: Elsevier.
- Atzeni, E., Iuliano, L., Minetola, P. & Salmi, A., 2010. Redesign and Cost Estimation of Rapid Manufactured Plastic Parts. *Rapid Prototyping Journal*, Volume 16 (5), pp. 308-317.
- Atzeni, E. & Salmi, A., 2012. Economics of Additive Manufacturing for End-Usable Metal Parts. *International Journal of Advanced manufacturing Technology*, October, Volume 62 (9), pp. 1147-1155.
- Balogh, Z., Laclavik, M. & Hluchy, L., 2000. *Multi-agent system for negotiation and decision support..* s.l., s.n., p. 264-270.
- Bamkin, R. & Pearcey, B., 1990. Knowledge-based material selection in design.. *Mater Des*, Volume 11, pp. 25-29.
- Bauer, S., Schmuki, P., von der Mark, K. & Park, J., 2013. Engineering biocompatible implant surfaces Part I: Materials and surfaces. *Progress in Materials Science*, Volume 58, pp. 261-326.
- Baumers, M., 2012. *Economic Aspects of Additive Manufacturing: Benefits, Costs, and Energy Consumption*. s.l.:Loughborough University.
- Beraka, M., Mathkour, H., Gannouni, S. & Hashimi, H., 2012. *Applications of Different Web Service Composition Standards*. s.l., s.n., pp. 56-63.

- Bernard, A., 1999. *Knowledge based system for the choice of rapid prototyping process*. Austin, Texas, s.n., pp. 39-45.
- Bernard, A., Deglin, A. & Ris, G., 2003. An original approach for the memorisation and the generation of rapid product development processes. *Rapid Prototyping Journal*, Volume 9 (2), pp. 58-67.
- Bert, J. M., 1996. Custom total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, December, Volume 11 (8), pp. 905-915.
- Bhojar, P. K. & Borade, A. B., 2015. The use of single point incremental forming for customized implants of unicondylar knee arthroplasty: a review. *Research on Biomedical Engineering*, Volume 31 (4), pp. 352-357.
- Black, J., 2006. *Biological Performance of Materials*. s.l.:s.n.
- BM, H. et al., 2013. Can bone tissue engineering contribute to therapy concepts after resection of musculoskeletal sarcoma?. *Sarcoma*, Volume (2013), p. Article ID 153640.
- Bouaziz, Z., Younes, J. B. & Zghal, A., 2006. Bouaziz, Z.; Younes, J. B.; Cost estimation system of dies manufacturing based on the complex machining features. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 28 (3), pp. 262-271.
- Braha, D., 2001. *Data Mining for Design and Manufacturing: Methods and Applications*. s.l.:Kluwer Academic Publisher.
- Budiono, H. D., Kiswanto, G. & Soemardi, T. P., 2014. Method and model development for manufacturing cost estimation during the early design phase related to the complexity of the machining process. *International Journal of Technology*, Volume 5 (2), pp. 183-192.
- Bullinger, H., Warschat, J. & Fischer, D., 1991. Knowledge-based system for material selection for design with new materials. *Knowl-Based Syst*, Volume 4, pp. 95-102.
- Buschow, K. H. J. et al., 2001. *Encyclopedia of materials*. s.l.:NY: Elsevier; Amsterdam.
- Byrd, T., 1995. Expert Systems Implementation: Interviews with Knowledge Engineers. *Industrial Management and Data Systems*, Vol. 95, No. 10, Volume 95, No. 10.
- Byun, H.-S. & Lee, K. H., 2005. A decision support system for the selection of a rapid prototyping process using the modified TOPSIS method. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 26, pp. 1338-1347.
- Cao, W. & Hench, L., 1996. Bioactive materials.. *Ceram Int*, Volume 22, pp. 493-507.
- Castelan, J. et al., 2014. Manufacture of custom-made cranial implants from DICOM images using 3D printing, CAD/CAM technology and incremental sheet forming. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, Volume 30 (3).
- Cebon, D. & Ashby, M., 2003. Datasystems for optimal material selection. *Adv Mater Process*, Volume 161, pp. 51-54.
- Chan, D. S. K. & Lewis, W. P., 2000. The integration of manufacturing and cost information into the engineering design process. *International Journal of Production Research*, Volume 38 (17), pp. 4413-4427.
- Chen, J., Sun, S. & Hwang, W., 1993. An intelligent database system for composite material selection in structural design.. *Expert Syst Appl*, Volume 6, pp. 159-168.

- Chen, J. et al., 2014. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 112, pp. 1088-1095.
- Chen, S., 1997. A new method for tool steel materials selection under fuzzy environment. *Fuzzy Sets Syst*, Volume 92, pp. 265-274.
- Chiner, M., 1988. Planning of expert systems for materials selection.. *Mater Des*, Volume 9, pp. 195-203.
- Chougulea, V. N., Mulayb, A. V. & Ahuja, B. B., 2014. Development of patient specific implants for Minimum Invasive Spine Surgeries (MISS) from non-invasive imaging techniques by reverse engineering and additive manufacturing techniques. *Procedia Engineering*, Volume 97, pp. 212-219.
- Coalition, W. M., 1999. *Terminology and Glossary, WfMC-TC-1011* , s.l.: Workflow Management Coalition .
- Cronskär, M., Bäckström, M. & Rännar, L.-E., 2013. Production of Customized Hip Stem Prostheses – A comparison between Conventional Machining and Electron Beam Melting (EBM). *Rapid Prototyping Journal*, Volume 19 (5), pp. 365-372.
- Dabrowski, B., Swieszkowski, W., Godlinski, D. & Kurzydowski, K., 2010. Highly porous titanium scaffolds for orthopaedic applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, Volume 95 (1), pp. 53-61.
- De Long, W. et al., 2007. Bone grafts and bone graft substitutes in orthopaedic trauma surgery. A critical analysis.. *The journal of bone and joint surgery. American volume.*, Volume 89 (3), pp. 649-658.
- Design", ", n.d. *Granta: CES 2016 Selector materials selection software*. [Online] Available at: <https://www.grantadesign.com/products/ces/> [Accessed 15 6 2016].
- Enderle, J. D. & Bronzino, J. D., 2012. *Introduction to Biomedical Engineering, Third ed.*. s.l.:Elsevier Inc..
- Enderle, J. D., Bronzino, J. D. & Blanchard, S. M., 2005. *Introduction to biomedical engineering, second ed.*. Boston: Elsevier Academic.
- EOS, 2009. *EOSint M 270 User Manual*. s.l.:s.n.
- Fabi DW, L. B. P. C. o. M. I. M. A. H. V. 2. M. f. M. D., 2012. Porous Coatings on Metallic Implant Materials. In: *ASM Handbook, Materials for Medical Devices*. s.l.:ASM, pp. 307-319.
- Fantini, M., De Crescenzo, F. & Ciocca, L., 2013. Design and manufacturing of customized surgical devices for mandibular rehabilitation. *Int J Interact Des Manuf*, Volume 7, pp. 227-237.
- Frag, M., 1979. *Materials and process selection in engineering*. s.l.:Elsevier Science and Technology.
- Frag, M. M., 2002. Quantitative methods of materials selection. In: Kutz M, editor.. In: *Handbook of materials selection*. s.l.:s.n.
- Frag, M. M., 2014. *Materials and Process Selection for Engineering Design*. Third ed. s.l.:CRC Press, Taylor & Francis Group.
- Feng, S. & Zhang, Y., 1999. *Conceptual process planning – a definition and functional decomposition*. Citeseer, s.n., pp. 91-106.
- Frank, M. & Anderson, D., 2008. *Rapid Manufacturing in Biomedical Materials: Using Subtractive Rapid Prototyping for Bone Replacement*. s.l., s.n., pp. 686-696.

- Frank, M., Wysk, R. & Joshi, S., 2004. Rapid Planning for CNC Machining – A New Approach to Rapid Prototyping. *Journal of Manufacturing Systems, SME*, Volume 23 (3), pp. 242-255.
- Frank, M., Wysk, R. & Joshi, S., 2006. Determining Setup Orientations from the Visibility of Slice Geometry for Rapid CNC Machining,. *Journal of Manufacturing Science and Engineering, Transactions of the ASME*, Volume 128 (1), pp. 228-238.
- Friedman-Hill, E., 2003. *Jess in Action, Rule-Based Systems in Java*. s.l.:Manning Publications Co..
- Furlan, C. & al., e., 2015. Quality of Life in Patients Submitted to Arthroplasty Total Hip Resurfacing. *International Archives of Medicine, Section: Traumatology and Orthopedics*, Volume 8 (143), pp. 1-9.
- Garibaldi, J. M., 2005. Fuzzy Expert Systems, Chapter in Do Smart Adaptive Systems Exist? pp 105-132. In: *Studies in Fuzziness and Soft Computing*. s.l.:Springer, p. Studies in Fuzziness and Soft Computing .
- Germani, M., Mandolini, M. & Cicconi, P., 15-18 August 2011. *Manufacturing cost estimation during early phases of machine design*. s.l., 18th International Conference on Engineering Design, ICED11, 15-18 August 2011, Section: Design for X, Design to X, Pages: 198-209 Tec, pp. 198-209.
- Ghonem, H., 2010. Microstructure and fatigue crack growth mechanisms in high temperature titanium alloys. *Int J Fatigue*, Volume 32, pp. 1448-1460.
- Giachetti, R., 1998. A decision support system for material and manufacturing process selection. *J Intell Manuf*, Volume 9, pp. 265-276.
- Giannoudis, P., Einhorn, T., Schmidmaier, G. & Marsh, D., 2008. The diamond concept--open questions. *Injury.*, Volume 39, pp. S5-S8.
- Gibson, I., R. D. W. & Stucker, B., 2010. Guidelines for process selection. In: *Additive Manufacturing Technologies*. s.l.:Springer Science & Business Media.
- Giner-Santonja, G., Beltran, P. A. & Ferragut, J. N., 2012. The application of the analytic network process for the assessment of best available techniques. *Journal of Cleaner Production*, Volume 25, pp. 86-95.
- Goel, V. & Chen, J., 1996. Application of expert network for material selection in engineering design.. *Comput Ind*, Volume 30, pp. 87-101.
- Gu, D. & Shen, Y., 2008. Processing conditions and microstructural features of porous 316L stainless steel components by DMLS. *Applied Surface Science*, Volume 255, pp. 1880-1887.
- Guillaume, B., 2016. Dental implants: A review. *Morphologie 2016. Available online 16 March 2016.*,
- Gupta, S. K. & Nau, D. S., 1995. Systematic approach to analyzing the manufacturability of machined parts. *Computer Aided Design*, Volume 27 (5), pp. 323-342.
- Gupta, S. K., Nau, D. S., Regli, W. C. & Nau, D., 1997. Automated Manufacturability Analysis: A Survey. *Research in Engineering Design*, Volume 9 (3), pp. 168-190.
- Harish, S. & Devadath, V. R., 2015. Additive Manufacturing and Analysis of Tibial Insert in Total Knee Replacement Implant. *International Research Journal of Engineering and Technology*, Volume 2 (4), pp. 633-638.
- Hasancebi, O. & Azad, K. S., 2015. Adaptive Dimensional Search: A New Metaheuristic Algorithm for Discrete Truss Sizing Optimization. *Computers and Structures*, Volume 154, pp. 1-16.



- Hasegawa, S. et al., 2007. In vivo evaluation of a porous hydroxyapatite/poly-DLlactide composite for bone tissue engineering.. *J Biomed Mater Res A* , Volume 81, p. 930–938.
- Heissler, E. et al., 1998. Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, Oct., Volume 27 (5), pp. 334-338.
- Hench, L., 1980. Biomaterials.. *Science* , Volume 208, pp. 826-831.
- Hench, L., 1991. Bioceramics – from concept to clinic.. *J Am Ceram Soc*, Volume 74, pp. 1487-1510.
- Henkel, J. et al., 2013. Bone Regeneration Based on Tissue Engineering Conceptions – A 21st Century Perspective. *Bone Research*, Volume 3, pp. 216-248.
- Holland, J., 1975. *Adaptation in Natural and Artificial Systems*. s.l.:The University of Michigan Press .
- Hopkinson, N. & Dickens, P. M., 2003. Analysis of Rapid Manufacturing – Using Layer Manufacturing Processes for Production. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C : Journal of Mechanical Engineering Science*, Volume 217(C1), pp. 31-39.
- Hornberger, L. E., 1993. *Rapid Prototyping Program*. Santa Clara, California: Santa Clara University.
- Huang, G. J. et al., 2015. Craniofacial Reconstruction With Poly(Methyl Methacrylate) Customized Cranial Implants. *Journal of Craniofacial Surgery*, Volume 26 (1), pp. 64-70.
- Ikawa, N., Kimura, T. O. Y. & Sano, T., 2009. Amino acid containing amorphous calcium phosphates and the rapid transformation into apatite. *J Mater Chem.*, Volume 19, pp. 4906-4913.
- Ikeda, M. et al., 2012. Influence of Fe content of Ti–Mn–Fe alloys on phase constitution and heat treatment behavior.. *Mater Sci Forum*, Volume 706-709, pp. 1893-1898.
- Ingham, E. & Fisher, J., 2000. Biological reactions to wear debris in total joint replacement. *Proc Inst Mech Eng H* , Volume 214, pp. 21-37.
- Iqbal, A., Zhang, H.-C., Kong, L. L. & Hussain, G., 2015. A rule-based system for trade-off among energy consumption, tool life, and productivity in machining process. *Journal of Intelligent Manufacturing*, December , Volume 26 (6), pp. 1217-1232.
- IVF, n.d. *RP Selector*. [Online], Available at: <http://extra.ivf.se/rp-selector/>, [Accessed 16 April 2016].
- Jahan, A. & Bahraminasab, M., 2015. Multicriteria Decision Analysis in Improving Quality of Design in Femoral Component of Knee Prostheses: Influence of Interface Geometry and Material. *Advances in Materials Science and Engineering*, Volume 2015, pp. Article ID 693469, 16 pages.
- Jahan, A. & Edwards, K. L., 2015. A state-of-the-art survey on the influence of normalization techniques in ranking: Improving the materials selection process in engineering design,. *Materials and Design*, Volume 65, pp. 335-342.
- Jahan, A., Ismail, M., Sapuan, S. & Mustapha, F., 2010. Material screening and choosing methods – A review. *Mater Des*, Volume 31, pp. 696-705.
- Jalham, I., 2006. Decision-making integrated information technology (IIT) approach for material selection. *Int J Comput Appl Technol*, Volume 25, pp. 65-71.
- Jennings, N. & Wooldridge, M., 1998. Applications of Intelligent Agents.. *Agent Technology: Foundations, Applications, and Markets*, pp. 3-48.



- Joshi, A. M., 2015. *Computer aided process planning for multi-axis CNC machining using feature free polygonal CAD models*, Graduate Theses and Dissertations. Paper 14844. s.l.:Iowa State University..
- Jung, J.-Y., 2002. Manufacturing cost estimation for machined parts based on manufacturing features. *Journal of Intelligent Manufacturing*, August , Volume 13 (4), pp. 227-238.
- Kabir, G. & Lizu, A., 2016. Material selection for femoral component of total knee replacement integrating fuzzy AHP with PROMETHEE. *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, Volume 30 (6), pp. 3481-3493.
- Kelley, T. et al., 2014. *Patient-specific assemblies, jigs, and methods for a personalized total hip arthroplasty system*. USA, Patent No. US20140276867 A1.
- Kerbrat, O., Mognol, P. & Hascoet, J.-Y., 2010. Manufacturability analysis to combine additive and subtractive processes. *Rapid Prototyping Journal*, Volume 16 (1), pp. 63-72.
- Khajavi, S. H., Partanen, J. & Holmstrom, J., 2014. Additive Manufacturing in the Spare Parts Supply Chain. *Computers in Industry*, Volume 65, pp. 50-63.
- Kiebzak, G., 1991. Age-related bone changes. *Experimental Gerontology*, Volume 26, pp. 171-187.
- Klemm, H., 2010. Silicon nitride for high-temperature applications.. *J Am Ceram Soc* , Volume 93, p. 1501–1522.
- Knowledge-Based Systems Corporation, C. & F. E. S. S. h. p. 2., 2012. *Commercial & Freeware Expert System Shells*. [Online] Available at: <http://www.kbsc.com/rulebase.html>, [Accessed 25 4 2016].
- Kolk, A. et al., 2012. Current trends and future perspectives of bone substitute materials - from space holders to innovative biomaterials. *J Craniomaxillofac Surg.*, Volume 40, pp. 706-718.
- Kumar, S. & Singh, R., 2007. A short note on an intelligent system for selection of materials for progressive die components.. *J Mater Process Technol*, Volume 182, pp. 456-461.
- Kumar, S. & Singh, R., 2007. An intelligent system for modeling and material selection for progressive die components. *Key Eng MAter*, Volume 344, pp. 873-880.
- Kuncheva, L., 2000. *Fuzzy Classifier Design*. s.l.:Physica-Verlag Heidelberg.
- Lai, K. & Wilson, W., 1985. *Computer-aided material selection and process planning*.. Berkeley, CA, USA, North American Manufacturing Research Inst, pp. 505-508.
- Lan, H., Ding, Y. & Hong, J., 2005. Decision support system for rapid prototyping process selection through integration of fuzzy synthetic evaluation and an expert system. *International Journal of Production Research*, Volume 43 (1), pp. 169-194.
- Leordean, D., Radu, S., Frățilă, D. & Berce, P., 2015. Studies on design of customized orthopedic endoprostheses of titanium alloy manufactured by SLM. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 79, pp. 905-920.
- Liao, T., 1996. A fuzzy multicriteria decision-making method for material selection. *J Manuf Syst*, Volume 15, pp. 1-12.
- Lindemann, C., Jahnke, U., Moi, M. & Koch, R., 2012. *Analyzing Product Lifecycle Costs for a Better Understanding of Cost Drivers in Additive Manufacturing*. s.l., s.n.
- LI, Y. & Frank, M., 2006. Machinability Analysis for 3-axis Flat End Milling,. *Journal of Manufacturing Science and Engineering, Transactions of the ASME*, Volume 128 (2), pp. 454-464.

- Lombardi Jr, A. V., Berend, K. R. & Adams, J. B., 2008. Patient-specific Approach in Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics*, Volume 31 (9).
- Longhitano, G. et al., 2015. Surface Finishes for Ti-6Al-4V Alloy Produced by Direct Metal Laser Sintering. *Materials Research*, Volume 18 (4), pp. 838-842.
- Mahapatra, S. & Panda, B., 2013. Benchmarking of rapid prototyping systems using grey relational analysis. *International Journal of Services and Operations Management*, Volume 16 (4), pp. 460-477.
- Maher, M. L. & Pu, P., 2014. *Issues and Applications of Case-Based Reasoning to Design*. s.l.:Psychology Press.
- Mahesh, M., Fuh, J. Y. H., Wong, Y. S. & Loh, H. T., 2005. *Benchmarking for decision making in rapid prototyping systems*. Edmonton, Canada, IEEE, pp. 19-24.
- Majstorovic, V., Trajanovic, M., Vitkovic, N. & Stojkovic, M., 2013. Reverse engineering of human bones by using method of anatomical features. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, Volume 62, p. 167–170.
- Maldonado-Macías, A., Alvarado, A., García, J. L. & Balderrama, C. O., 2014. Intuitionistic fuzzy TOPSIS for ergonomic compatibility evaluation of advanced manufacturing technology. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 70 (9), pp. 2283-2292.
- Manić, M., 1995. *Ekspertni sistemi za projektovanje tehnoloških procesa pri rezanju u obradi rotacionih delova*, Doktorska disertacija. Niš: Mašinski fakultet u Nišu.
- Manić, M., Miltenović, V., Stojković, M. & Banić, M., 2010. Miodrag Manić, Vojislav Miltenović, Miloš Stojković, Milan Banić, Feature Models in Virtual Product Development. *Strojniski vestnik - Journal of Mechanical Engineering*, Volume 56 (3), pp. 169-178.
- Manić, M., Mitković, M., Stamenković, Z. & Vitković, N., 2015. *Designing of Internal Dynamic Tibia Fixation 3D Model according to Mitkovic type TPL*. Kopaonik, s.n., pp. 223-228.
- Manić, M. et al., 2015. Design of 3D model of customized anatomically adjusted implants. *Facta Universitatis, Series: Mechanical Engineering*, Volume 13 (3), pp. 269-282.
- Manrique, O. J. et al., 2015. Craniofacial Reconstruction Using Patient-Specific Implants Polyether Ether Ketone With Computer-Assisted Planning. *Journal of Craniofacial Surgery*, Volume 26 (3), pp. 663-666.
- Mantripragada, V., Lecka-Czernik, B., Ebraheim, N. & Jayasuriya, A., 2013. An overview of recent advances in designing orthopedic and craniofacial implants.. *J Biomed Mater Res Part A*, Volume 101A, p. 3349–3364.
- Masood, S. H. & Al-Alawi, M., 2002. The IRIS rapid prototyping system selector for educational and manufacturing users. *International Journal of Engineering Education*, Volume 18 (1), pp. 66-77.
- Masood, S. H. & Soo, A., 2002. A rule based expert system for rapid prototyping system selection. *Robotics & Computer-Integrated Manufacturing*, Volume 18, pp. 267-274.
- Matassi, F. et al., 2013. Porous metal for orthopedics implants. *Clinical Cases in Mineral and Bone Metabolism*, Volume 10 (2), pp. 111-115.
- Matsumoto, H., Watanabe, S. & Hanada, S., 2005. Beta TiNbSn alloys with low Young's modulus and high strength.. *Materials Transactions*, Volume 46 (5), pp. 1070-1078.

- Mavrogenis, A., Dimitriou, R., Parvizi, J. & Babis, G., 2009. Biology of implant osseointegration.. *J Musculoskelet Neuronal Interact* , Volume 9, pp. 61-71.
- McCulloch, W. & Pitts, W., 1943. A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity. *Bulletin of Mathematical Biophysics*, Volume 5, pp. 115-133.
- Mendel, J., 2001. *Uncertain Rule-Based Fuzzy Logic Systems: Introduction and New Directions*. s.l.: Prentice Hall, PTR..
- MF., A., 1992. *Material selection in mechanical design*.. Cambridge, UK: Pergamon Press.
- Milton, N. R., 2007. *Knowledge Acquisition in Practice: A Step-by-step Guide*. London: Springer.
- Mimics, B. M., n.d. *Materialise Mimics*. [Online] Available at: <http://biomedical.materialise.com/mimics>, [Accessed 11 April 2016].
- Mišić, D., 1998. *Simultano projektovanje rotacionih delova i tehnoloskih procesa obrade rezanjem - Magistarski rad*. Niš: Mašinski fakultet Niš.
- Mišić, D., 2010. *Adaptibilni sistemi za upravljanje proizvodnim poslovnim procesima, Doktorska disertacija*. s.l.:Univerzitet u Nišu, Mašinski fakultet, Niš.
- Mišić, D., Manić, M., Vitković, N. & Korunović, N., 2015. Toward an integrated information system for the design, manufacturing and application of customized implants. *Facta Universitatis: Mechanical Engineering*, Volume 13 (3), pp. 307-323.
- Mišić, D. et al., 2010. Exception detection in business process management systems. *Journal of Scientific & Industrial Research*, Volume 69, pp. 188-193.
- Miškovic, V., 2013. *Sistemi za podršku odlučivanju*. Beograd: Univerzitet Singidunum.
- Molcho, G. et al., 2008. Computer aided manufacturability analysis: Closing the knowledge gap between the designer and the manufacturer. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, Volume 57, pp. 153-158.
- Muller, H., Bauer, J. & Klingenberg, H. H., 1996. *Computer based rapid prototyping system selection and support*. Gaydon, UK, s.n.
- Mümtaz, I. et al., 2013. An expert system based material selection approach to manufacturing. *Mater Des*, Volume 47, p. 331–340.
- Munguia, J., 2009. *RMADS: Development of a concurrent rapid manufacturing advice system. PhD. thesis*. s.l.:Technical University of Catalonia.
- Munguia, J., Bernard, A. & Erdal, M., 2011. Proposal and evaluation of a KBE-RM selection system. *Rapid Prototyping Journal*, Volume 17 (4), pp. 236-246.
- Munguia, J., Lloveras, J., llorens, S. & Laoui, T., 2010. Development of an AI-based system manufacturing advice system. *International Journal of Production Research*, Volume 48 (8), pp. 2261-2278.
- Naranje, V., Kumar, S. & Hussein, H., 2014. *A Knowledge Based System for Cost Estimation of Deep Drawn Parts*. s.l., Procedia Engineering , p. 2313 – 2322.
- Navarro, M., Michiardi, A., Castano, O. & Planell, J. A., 2008. Biomaterials in orthopaedics. *J. R. Soc. Interface*, Volume 5 (27), pp. 1137-1158.

- Negnevitsky, M., 2005. *Artificial Intelligence A Guide to Intelligent Systems*. Second ed. s.l.:Pearson Education Limited.
- NEMA, n.d. *DICOM*. [Online] Available at: <http://dicom.nema.org/>, [Accessed 17 March 2016].
- Niazi, A., Dai, J. S., Balabani, S. & Seneviratne, L., 2006. Product Cost Estimation: Technique Classification and Methodology Review. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, Volume 128 (2), pp. 563-575.
- Nunley, R. M. et al., 2012. Are Patient-specific Cutting Blocks Cost-effective for Total Knee Arthroplasty?. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Volume 470 (3), pp. 889-894.
- Oh, S. et al., 2006. Significantly accelerated osteoblast cell growth on aligned TiO<sub>2</sub> nanotubes. *J Biomed Mater Res Part A*, Volume 78, p. 97–103.
- Ong, K. L., Lovald, S. & Black, J., 2014. *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*. s.l.:CRC Press, Taylor & Francis Group, LLC.
- OrthoNorCal, 2015. *Dr. Edward Littlejohn: Total Knee Replacement*. [Online] Available at: <http://orthonorcal.com/dr-edward-littlejohn-total-knee-replacement>, [Accessed 10 May 2016].
- Orthoworld, 2012. *The Orthopaedic Industry Annual Report*, s.l.: Orthoworld.
- Özceylan, E., Kabak, M. & Dağdeviren, M., 2016. A fuzzy-based decision making procedure for machine selection problem. *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, Volume 30 (3), pp. 1841-1856.
- Panda, B. N., Biswal, B. B. & Deepak, B., 2014. *Integrated AHP and fuzzy TOPSIS Approach for the Selection of a Rapid Prototyping Process under Multi-Criteria Perspective*. s.l., IIT Guwahati, Assam, India, , pp. 246:1-6.
- Park, j.-M. et al., 2016. Clinical evaluations of cast gold alloy, machinable zirconia, and semiprecious alloy crowns: A multicenter study. *The journal of prosthetic dentistry*, Volume 115 (6), pp. 684-691.
- Pecht, M., Sawyer, T., Dieter, G. & Pan, Y., 1985. *Material selection program..* Atlanta, GA, USA, s.n., pp. 635-637.
- Pedrycz, W. & Gomide, F., 1988. *An Introduction to Fuzzy Sets: Analysis and Design*. s.l.:The MIT Press.
- Phillipson, D. K., 1997. *Rapid prototyping machine selection programme*. Nottingham, UK, s.n.
- Puckett, S., Ercan, B., Webster, T. & Rahaman, M., 2012. Decreased bacteria activity on Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> surfaces compared with PEEK or titanium.. *Inter J nanomed*, Volume 7, pp. 4829-4840.
- Qin, M. et al., 2015. Design and optimization of the fixing plate for customized mandible implants. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 43 (2015) pp. 1296-1302, Volume 43, pp. 1296-1302.
- Rao, R. & Davim, J., 2008. A decision-making framework model for material selection using a combined multiple attribute decision-making method.. *Int J Adv Manuf Technol*, Volume 88, pp. 751-760.
- Ratner, B., Hoffman, A., Schoen, F. & JE, L., 2004. *Biomaterials science*. Amsterdam: Elsevier.
- Reeves, P., 2008. *How the Socioeconomic Benefits of Rapid Manufacturing can Offset Technological Limitations*. Lake Buena Vista, FL, s.n., pp. 1-12.
- Reeves, C. & Rowe, J., 2004. *Genetic algorithms—principles and perspectives..* 2nd ed. s.l.:Kluwer Academic Press.

- Ristić, M., 2011. Tehnološka ograničenja brzih proizvodnih tehnologija. *IMK-14 – Istraživanje i razvoj*, Volume 17 (1), pp. 25-31.
- Ristić, M., Manić, M. & Cvetanović, B., 2015. *Framework for early manufacturability and technological process analysis for implants manufacturing*. Kopaonik, Society for Information Systems and Computer Networks, Belgrade, Serbia, pp. 460-463.
- Ristić, M., Manić, M., Mišić, D. & Kosanović, M., 2016. *Expert System for Implant Material Selection, 6th International Conference on Information Society and Technology – ICIST 2016, Kopaonik, Feb 28-Mar 2, pp. 86-90.* Kopaonik, Feb 28-Mar 2, pp. 86-90., s.n., pp. 86-90.
- Ristić, M. & Pavlović, M., 2014. *Procena tehnološkičnosti konstrukcije upotrebom tehničkih elemenata*. Niš, VTŠ, pp. 37-40.
- Rocha, M. d. S., 2014. *Desenvolvimento do processo de produção de próteses crânio-maxilofaciais por processos alternativos à fundição, Dissertação do MIEM*. s.l.:Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica.
- Roy, K. M., Ray, A. & Pradhan, B. B., 2014. Nontraditional machining process selection using integrated fuzzy AHP and QFD techniques: a customer perspective. *Production & Manufacturing Research*, Volume 2:1, pp. 530-549.
- Roy, R., 2003. *Cost engineering: why, what and how? Decision Engineering Report Series*. Cranfield: Cranfield University.
- Ruffo, M., Tuck, C. & Hague, R., 2006. Cost Estimation for Rapid Manufacturing-Laser Sintering Production for Low to Medium Volumes. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, Volume 220 (9), p. 1417–1427.
- Ruiter, M. et al., 2012. Human language technology and communicative disabilities: requirements and possibilities for the future. *Lang Resources & Evaluation*, Volume 46, p. 143–151.
- Ruspini, E., Bonissone, P. & Pedrycz, W., 1988. *Handbook of Fuzzy Computation*. Bristol, UK: Institute of Physics.
- Sadeghian, R. & Sadeghian, M. R., 2016. A decision support system based on artificial neural network and fuzzy analytic network process for selection of machine tools in a flexible manufacturing system. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 82, pp. 1795-1803.
- Sáenz, C. D., Castillo, G. N., Romeva, R. C. & Macià, L. J., 2015. A fuzzy approach for the selection of non-traditional sheet metal cutting processes. *Expert Systems with Applications*, September, Volume 42 (15-16), pp. 6147-6154.
- Sames, W. et al., 2016. The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing. *International Materials Reviews*.
- Sandia, N. L., 2013. *JESS, the Rule Engine for the Java™ Platform*. [Online] Available at: <http://herzberg.ca.sandia.gov/>, [Accessed 28 04 2016].
- Sandia, N. L., 2015. *Sandia National Laboratories*. [Online] Available at: <http://www.sandia.gov/index.html>, [Accessed 22 April 2016].
- Sapuan, S. & Abdalla, H., 1998. A prototype knowledge-based system for the material selection of polymeric-based composites for automotive components. *Compos Part A*, Volume 29, pp. 731-742.



- Sapuan, S.M, 2001. A knowledge-based system for materials selection in mechanical engineering design. *Mater Des*, Volume 22, pp. 687-695.
- Sapuan, S., Jacob, M., Mustapha, F. & Ismail, N., 2002. A prototype knowledge-based system for material selection of ceramic matrix composites of automotive engine components. *Mater Des*, Volume 23, pp. 701-708.
- Sarfaraz, K. R., Dehghan, M. B., Abedian, A. & Mahmudi, R., 2009. A simplified fuzzy logic approach for materials selection in mechanical engineering design. *Mater Des*, Volume 30, pp. 687-697.
- Schleipen, M. et al., 2010. Production Monitoring and Control Systems within the Digital Factory. *Advances in Intelligent and Soft Computing*, 66(Proceedings of the 6th CIRP-Sponsored International Conference on Digital Enterprise Technology,), pp. 711-724.
- Schlickewei, W. & Schlickewei, C., 2007. The Use of Bone Substitutes in the Treatment of Bone Defects-the Clinical View and History. *Macromol Symp.*, Volume 253, pp. 10-23.
- Scholz, M. et al., 2011. The use of composite materials in modern orthopedic medicine and prosthetic devices: A review.. *Compos Sci Technol*, Volume 71, pp. 1791-1803.
- Sen, N., 2004. Composites: use in saucepan handles, artificial limbs and the AGNI missile. *Curr Sci*, Volume 86, pp. 372-375.
- Serafini, M., Russo, D. & Rizzi, C., 2015. Multi Criteria Material Selection for Eco-design. *Computer-Aided Design and Applications*, Volume 12 (5), pp. 526-536.
- Shehab, E. & Abdalla, H., 2001. Manufacturing cost modelling for concurrent product development. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Volume 17 (4), pp. 341-353.
- Shehab, E. & Abdalla, H., 2002. An intelligent knowledge-based system for product cost modelling. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 19 (1), pp. 49-65.
- Shuangyan, L., 2014. *Process planning for the subtractive rapid manufacturing of heterogeneous materials: Applications for automated bone implant manufacturing*, Graduate Theses and Dissertations. Paper 13996.. s.l.:Iowa State University.
- Sing, S.L., An, J., Yeong, W.Y., Wiria, F.E., 2016. Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs,. *Journal of Orthopaedic Research*, March, Volume 34 (3), p. 369–385.
- Smith, P. & Rennie, A., 2008. *Development of an additive layer manufacturing (ALM) selection tool for direct manufacturing of products*. Austin, Texas, s.n., pp. 507-518.
- Stevanović, D. et al., 2013. *Parameterization of Internal Fixator by Mitkovic*. Belgrade, s.n., pp. 541-544.
- Stojkovic M., K. N. T. M. M. J. T. M. V. N. 2. D. S. O. A. S. L. S. F. T. B. T. R. I. S.-E. E. C. o. C. M.-S. I. K., 2013. *Design Study Of Anatomically Shaped Latticed Scaffolds For The Bone Tissue Recovery*., KOS, Greece, 12-14 June, s.n., pp. S-2065.
- Stojkovic, M., Manic, M. & Trajanovic, M., 2005. Knowledge-Embedded Template Concept. *CIRP - Journal of Manufacturing Systems*, Volume 34 (1).
- Stojkovic, M. et al., 2009, 14-16 October. *Referential geometrical entities for reverse modeling of geometry of femur*. Porto, Portugal, s.n.
- Stoneman, P., 2002. *The Economics of Technological Diffusion*. Oxford, UK: Oxford: Blackwell.

- Stryker, 2015. *Annual Review*, s.l.: Stryker.
- Thomas, D. S. & Gilbert, S. W., 2014. *Costs and Cost Effectiveness of Additive Manufacturing: A Literature Review and Discussion*, s.l.: National Institute of Standards and Technology.
- Thomas, T. P., 2010. *Virtual pre-operative reconstruction planning for comminuted articular fractures, PhD (Doctor of Philosophy) thesis*. s.l.:University of Iowa.
- Toricelli, P. et al., 2001. Biological glass coating on ceramic materials: in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone.. *Biomaterials*, Volume 22, pp. 2535-2543.
- Trajanovic M., V. N. S. M. M. M. A. S., 2009, 22-24 June. *The morphological approach to geometrical modelling of the distal femur*. Rhodos, Greece, s.n.
- Trajanović, M., Grujović, N., Milovanović, J. & Milivojević, B., 2008. *Računarski podržane brze proizvodne tehnologije - monografija*. s.l.:Mašinski fakultet u Kragujevcu.
- Turban, E., Aronson, J., Liang, T. & Sharda, R., 2010. *Decision Support and Business Intelligence Systems, 9th Ed.*. s.l.:Pearson Education, Inc..
- Urban, A. et al., 2001. Ceramic-on-Polyethylene Bearing Surfaces in Total Hip Arthroplasty. Seventeen to Twenty-One-Year Results. *J. Bone Joint Surg Am*, Volume 83, pp. 1688-1694.
- Utgoff, P. E., 1989. Incremental induction of decision trees. *Machine learning*, Volume 4 (2), pp. 161-186.
- Van Kesteren, I., Kandachar, P. & Stappers, P., 2006. *Activities in selecting materials by product designers*. Harbin, China, s.n.
- Van Kesteren, I., Stappers, P. & S, d. B., 2007:1. Materials in products selection: tools for including user-interaction in material selection. *Int J Des*.
- Visscher, D. O. et al., 2016. Advances in Bioprinting Technologies for Craniofacial Reconstruction. *Trends in Biotechnology, In Press, Corrected Proof, Available online 21 April 2016*.
- Vitković, N. et al., 2013. Software System for Creation of Human Femur Customized Polygonal Models. *Computer Science and Information Systems*, Volume 10 (3), pp. 1473-1497.
- Wagner, W., Otto, J. & Chung, Q., 2003. The Impact of Problem Domains and Knowledge Acquisition Techniques: A Content Analysis of P/OM Expert System Case Studies. *Expert Systems with Applications*, Volume 24, pp. 79-86.
- Wasim, A. et al., 2013. An innovative cost modelling system to support lean product and process development. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, March, Volume 65 (1-4), pp. 165-181.
- Waterman, D. A., 1986. *A Guide to Expert Systems*. Boston,(MA): Addison-Wesley Longman Publishing Co..
- Williams, D., 1999. *The Williams dictionary of Biomaterials*. s.l.:s.n.
- Williams, H. & Co., &, 2014. *Orthopedic Industry Overview*, s.l.: Harris Williams LLC.
- Wintermantel, E. & Ha, S.-W., 2002. *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren*.. 3, uberarb. und erw. Aufl. ed. Berlin: Springer.
- Wohlers, T., 2012. *Wohlers Report 2012: Additive Manufacturing and 3D Printing State of the Industry.*, s.l.: Wohlers Associates, Inc..



- Wong, Y. S., Fuh, J. Y. H., Loh, H. T. & Mahesh, M., 2002. Rapid Prototyping and Manufacturing (RP&M) benchmarking. In: I. Gibson, ed. *Software Solutions for RP*. s.l.:PEP Ltd: UK.
- Yang, J., Ouyang, H. & Wang, Y., 2010. Direct metal laser fabrication: Machine development and experimental work. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Volume 46, pp. 1133-1143.
- Young, S. K., 1991. A Cost Estimation Model for Advanced Manufacturing Systems. *International Journal of Production Research*, Volume 29 (3), pp. 441-452.
- Zadeh, L. A., 1965. Fuzzy sets. *Information and Control*, June , Volume 8 (3), pp. 338-353.
- Zha, X., 2005. A web-based advisory system for process and material selection in concurrent product design for a manufacturing environment.. *Int J Adv Manuf Technol*, Volume 25, pp. 233-243.
- Zhou, H., Lawrence, J. & Bhaduri, S., 2012. Fabrication aspects of PLACaP/PLGALCaP composites for orthopedic applications: A review.. *Acta Biomat* , Volume 8, p. 1999–2016.
- Брковић, А., 2011. *Развојна психологија*. Чачак: Регионални центар за професионални развој запослених у образовању.
- Витковић, Н. М., 2016. *Реверзни инжењеринг других костију човека заснован на морфометријским параметрима*. Ниш: Универзитет у Нишу, Машински факултет Ниш.
- Миловановић, Ј., 2013. *Примена адитивних технологија у изради анатомски прилагођених скафолда за реконструкцију коштаног ткива*, Докторска дисертација. Ниш, Србија: Универзитет у Нишу, Машински факултет Ниш.
- Милосављевић, М., 2015. *Вештачка интелигенција*. Београд: Универзитет Сингидунум.
- Милошевић, М., 2012. *Колаборативни систем за пројектовање технолошких процеса израде производа базиран на интернет технологијама*, Докторска дисертација. Нови Сад: Универзитет у Новом Саду, Факултет техничких наука.
- Милтеновић, В., 2003. *Развој производа: стратегија, методе, примена*. Ниш: Машински факултет у Нишу.
- Петровић, М. М., 2016. *Вештачка интелигенција у пројектовању интелигентних технолошких система*, докторска дисертација. Београд: Универзитет у Београду, Машински факултет.
- Правилник, 2011. *Правилник о врстама и стандардима медицинских средстава која се уграђују у људски организам, на терет средстава обавезног здравственог осигурања (пречишћен текст)*. Београд: Службани гласник РС.
- Ристић, М., 2012. *Пројектовње производа са аспекта технологичности*, Магистарски рад. Ниш: Машински факултет у Нишу.
- Стојковић, М., 2002. *Виртуелни Технолошки Саветник*, Магистарски рад. Ниш: Машински факултет у Нишу.
- Универзитет у Нишу, М. ф., n.d. III41017 *Виртуелни коштаног зглобни систем човека и његова примена у претклиничкој и клиничкој пракси*. [Online] Available at: <http://vihos.masfak.ni.ac.rs> [Accessed 19 Април 2016].

## СПИСАК СЛИКА

- Слика 1-1. Очекивана годишња стопа раста (ОГСР) у 2015. години.
- Слика 1-2. Популација становништва старија од 65 година у USA
- Слика 1-3. Мускуларносkeletalне дијагнозе код особа старијих од 65 година у USA
- Слика 1-4. Раст производње ортопедских уређаја 2005-2012. год са очекиваним растом до 2017. године.
- Слика 1-5. Очекивани пораст у индустрији имплантата
- Слика 1-6. Удео водећих Outsourced произвођача и других мањих компанија
- Слика 1-7. Концепт система за анализу технологијности.
- Слика 2-1. Класификација метода претраге при избору материјала.
- Слика 2-2. Класификација метода за избор материјала.
- Слика 2-3. Расподела трошкова адитивне производње металних делова у случају варијације параметара.
- Слика 2-4. Удео трошкова у укупној цени производа
- Слика 2-5. Модел цене производа у случају адитивне производње и ливења у калупима, зависно од количине производа.
- Слика 2-6. Упоредни приказ трошкова селективног ласерског синтеровања.
- Слика 2-7. Преломна тачка обима производње у случају ливења под притиском и селективног ласерског синтеровања.
- Слика 3-1. Облици костију на људском скелету.
- Слика 3-2. АО/ОТА класификација прелома кости – пример: тибија.
- Слика 3-3. Приказ различитих типова персонализованих имплантата.
- Слика 3-4. Приказ неких модела плочица.
- Слика 3-5. ПИ облика љуске (А – РЕЕК, Б – Титанијум) са моделима дефеката (Ц – кранијални, Д – кранијалнофасијални скелет)
- Слика 3-6. ПИ зглоба колена, лево: значај персонализације; десно: приказ персонализације на различитим пацијентима.
- Слика 3-7. Коштани запремински модели ПИ израђени од титанијума (олакшани поступком израде): А – мандибула и Б – протеза.
- Слика 3-8. Запремински коштани ПИ моделирани према фрагментима прелома тибије
- Слика 3-9. Дизајн различитих скафолда: А – „сарт скафолд“, Б – анатомски прилагођен решеткасти скафолд
- Слика 3-10. Дистални део тибије – недостајући део кости.
- Слика 3-11. Пример запреминског коштаног имплантата дела кости тибије.
- Слика 3-12. Уобичајен процес пројектовања анатомски прилагођеног персонализованог имплантата
- Слика 3-13. Методе геометријског пројектовања персонализованих имплантата
- Слика 3-14. Процес пројектовања персонализованог имплантата – основа анализе технологијности

- Слика 4-1. Шема процеса ISF да би се добио метални персонализовани имплантат израђен од срTi.
- Слика 4-2. Дефинисање полигоналног PLY модела
- Слика 4-3. Дефинисање путање алата: (а) STL необојени фајл, (б) обојени фајл.
- Слика 4-4. Израђени модели имплантата (а) порозни метал, (б) природна кост, (в) керамика
- Слика 4-5. Процес плотеровања помоћу 3D-BIOPLOTTER
- Слика 4-6. Шематски приказ DMLS процеса
- Слика 4-7. Шематски приказ EBM процеса
- Слика 4-8. Радна комора EBM машине Arcam Q10plus
- Слика 5-1. Дијаграм пословних процеса при изради персонализованог имплантата.
- Слика 6-1. Могућности и трошкови измена током развоја и производње.
- Слика 6-2. Анализа технологичности.
- Слика 6-3. Промена ширине жлеба за клин на вратилу са зупчаником
- Слика 6-4. Правило позива претходно креирану табелу вретенастих глодала, чија је база едитована помоћу Excel-а
- Слика 6-5. Реакција „Knowledgeware“-а даје информацију о глодању (непостојању адекватног глодала).
- Слика 6-6. Основни концепт система за анализу технологичности.
- Слика 7-1. Пирамида знања као модел приказа репрезентације знања.
- Слика 7-2. Структура експертног система.
- Слика 7-3. Компоненте механизма закључивања и њихово место у експертном систему.
- Слика 7-4. Основни циклус механизма закључивања.
- Слика 7-5. Типична структура језгра система заснованог на правилима.
- Слика 7-6. Комплетна структура експертног система заснованог на правилима.
- Слика 7-7. Функција припадности скупу „висока запремина имплантата“ за (а) класични и (б) фази скуп.
- Слика 7-8. Приказ скупова запремине имплантата – ниска, средња и висока запремина: (а) класичан и (б) фази скуп.
- Слика 7-9. Фази скуп модул еластичности.
- Слика 7-10. Основна структура фази експертног система.
- Слика 7-11. Улога љуске у изградњи експертног система.
- Слика 8-1. Ток развоја система за анализу технологичности
- Слика 8-2. Систем за управљање и праћење пословних процеса пројектовања и производње персонализованог имплантата
- Слика 8-3. Архитектура веб-апликације засноване на правилима.
- Слика 8-4. Структура модела знања персонализованог имплантата
- Слика 8-5. Систем заснован на продукционим правилима као техника вештачке интелигенције у систему за анализу технологичности
- Слика 8-6. Концепт система за анализу технологичности персонализоваог имплантата

- Слика 8-7. Комуникација у систему за анализу технолоичности персонализованог имплантата
- Слика 8-8. Пример форме података о пацијенту.
- Слика 8-9. Пример попуњене форме података о пацијенту.
- Слика 8-10. Класа биоматеријала предложена помоћу Jess-a.
- Слика 8-11. Фазификоване вредности – пример: модул еластичности и биокомаптибилност.
- Слика 8-12. Истинитост тврдње о особини материјала Co20Cr15W10Ni
- Слика 8-13. Трансфер знања експерта у базу знања ескептног система.
- Слика 8-14. Процес инжењерства знања
- Слика 8-15. Редослед догађаја у структурисаном интервјуу.
- Слика 8-16. Приказ персонализованог коштаног волуметријског имплантата.
- Слика 8-17. Примери различитих (могућих) случајева оштећења кости.
- Слика 8-18. Модел унутрашњег динамичког фиксатора TPL према Митковићу .
- Слика 9-1. Параметарски пројектован модел персонализованог имплантата: А) модел дисталног дела тибције оштећен у латералном делу; Б/В) модел дисталног дела тибције са пројектованим персонализованим имплантатом: аксонометријски / фронтални приказ;
- Слика 9-2. Параметарски пројектован модел кости тибције са персонализованим имплантатом на месту дефекта (уграђен имплантат)
- Слика 9-3. Приказ интерфејса почетне комуникације система и корисника: дефинисање начина уноса модела знања; и б) захтев за уносом модела знања.
- Слика 9-4. Приказ захтева за уносом модела знања.
- Слика 9-5. Приказ коштаног система човека са могућим костима (и деловима) за уградњу персонализованих имплантата
- Слика 9-6. Приказ поступка прилагођавања дизајна имплантата – начин остваривања фиксације
- Слика 9-7. Верификација модела имплантата без отвора за завртњеве.
- Слика 9-8. Резултати модула 1 као улаз у модул 2.
- Слика 9-9. Дефинисање захтева модула за избор класе материјала.
- Слика 9-10. Приказ корисничког упитника за модул избор материјала, део 1.
- Слика 9-11. Приказ корисничког упитника за модул избор материјала, биомеханичке карактеристике.
- Слика 9-12. Приказ корисничког упитника модула 3: век трајања, порозност и технике стерилизације.
- Слика 9-13. Приказ резултата модула 3 – избор материјала.
- Слика 9-14. Модул 4 – избор технолошког поступка израде имплантата.
- Слика 9-15. Приказ процене цене израде имплантата.
- Слика 9-16. Приказ резултата предложених материјала у случају персонализоване плочице типа TPL

## СПИСАК ТАБЕЛА

- Табела 2.1 Предности и ограничења метода претраге у процесу избора материјала.
- Табела 2.2 Индиректни трошкови адитивне производње по сату.
- Табела 3.1 Временски период изложености пацијента материјалу имплантата.
- Табела 3.2 Механичке карактеристике кортикалне и трабекуларне кости.
- Табела 4.1 Спецификација материјала за биомедицински примену.
- Табела 4.2 Класификација интеракција имплантата и чврстог ткива.
- Табела 4.3. Упоређевиња карактеристика класа материјала.
- Табела 4.4 Начешће употребљавани биоматеријали у ортопедској пракси.
- Табела 4.5. Механичке особине материјала који се примењују у ортопедији.
- Табела 7.1 Подела система заснованих на знању према начину представљања знања.
- Табела 7.2 Предности и недостаци различитих представљања знања
- Табела 7.3 Разлике између конвенционалних и система заснованих на знању
- Табела 7.4 Повезаност начина представљања знања са адекватном методом закључивања
- Табела 7.5 Степен припадности скупу запремина имплантата
- Табела 7.6 Приказ дела доступних љуски експертних система и њихових технологија.
- Табела 8.1 Основне информације о пацијенту уграђене у модел знања персонализованог имплантата
- Табела 8.2 Део модела знања персонализованог имплантата са основним информацијама о месту примене
- Табела 8.3 Модел знања о намени персонализованог имплантата
- Табела 8.4 Приказ дела модела знања персонализованог имплантата – геометрија
- Табела 8.5 Приказ дела модела знања персонализованог имплантата о биомеханичким особинама
- Табела 8.6 Модел знања о технологији израде персонализованог имплантата.
- Табела 8.7 Чињенице о начину уградње уграђене у модел знања о персонализованом имплантату.
- Табела 8.8 Приказ других чињеница из модела знања персонализованог имплантата.
- Табела 8.9 Параметри везани за класе материјала
- Табела 8.10 Правила заснована на класама материјала (део правила)
- Табела 8.11 Пример квантитативних и квалитативних особина материјала
- Табела 8.12 Приказ фазификације карактеристика.
- Табела 8.13 Формат записа ексел документа за додавање материјала
- Табела 8.14 Чињеница о технолошким процесима погодним за израду персонализованог коштаног волуметријског имплантата.
- Табела 8.15 Перформансе одређених машина за израду персонализованих имплантата (извод из базе података о доступним машинама)
- Табела 8.16 Пример структурисаног интервјуа и добијених података о коштаном волуметријском имплантату
- Табела 8.17 Пример упитника о унутрашњем динамичком фиксатору TPL.

## СПИСАК КОРИШЋЕНИХ СКРАЋЕНИЦА

Ознака	Значење	Оригинални назив
ЗД	Тродимензионално	
АО/ОТА	Алфа-нумеричка класификација прелома дугих костију	
ВИ	Вештачка интелигенција	
ВИХОС	Виртуелни коштаноглобни систем човека	Virtual human osteoarticular system
ЕС	Експертни систем	
ИТ	Информационе технологије	
ЛИПС	Лабораторији за интелигентне производне системе	
ПИ	Персонализовани имплантат	
РГЕ	Референтни геометријски ентитет	
САНУ	Српска академија наука и уметности	
САТ	Систем за Анализу Технологијности	

Ознака	Значење	Оригинални назив
ЗДР	ЗД штампа	3D Printing
АНР	Аналитички хијерархијски процес	Analytic Hierarchy Process
АИ	Вештачка интелигенција	Artificial Intelligence
АМ	Адитивна производња	Additive Manufacturing
АНН	Вештачке неуронске мреже	Artificial Neural Networks
АНР	Аналитички мрежни процес	Analytic Network Process
АСТМ	Америчко друштво за тестирање и материјале	American Society for Testing and Materials
САД	Рачунаром подржано пројектовање	Computer Aided Design
САМ	Рачунаром подржана производња	Computer Aided Manufacturing
САРР	Рачунаром подржан процес планирања	Computer Aided Process Planning
САРД	Рачунаром подржан развој производа	Computer Aided Product Development
САЕ	Рачунаром подржано инжењерство	Computer Aided Engineering
СБР	Закључивање на основу случаја	Case Based Reasoning
ДИКОМ		Digital Imaging and Communications in Medicine
ДСС	Систем за подршку при одлучивању	Decision Support System
ДМЛС	Директно ласерско синтеровање метала	Direct Metal Laser Sintering
ЕВМ	Топљење електронским снопом	Electron Beam Melting
ЕДМ	Електроерозиона обрада жицом	Electrical Discharge Machining
ЕЛЕКТРЕ		ELimination and Choice Expressing REality
ЕСС	Љуска експертног система	Expert Systems Shell
ФАНР		Fuzzy Analytical Hierarchy Process

<b>FANP</b>	Фази аналитички мрежни процес	Fuzzy Analytic Network Process
<b>FDM</b>	Екструзија испољеног материјала	Fused Deposition Modeling
<b>FMS</b>	Флексибилни производни систем	Flexible Manufacturing System
<b>GA</b>	Генетски алгоритам	Genetic algorithm
<b>HTTP</b>		Hyper Text Transfer Protocol
<b>IA</b>	Интелигентни агенти	Intelligent Software Agents
<b>ISF</b>	Инкрементално деформисање	Incremental Sheet Forming
<b>ISO</b>	Међународна организација за стандардизацију	International Organization for Standardization
<b>JSON</b>		JavaScript Object Notation
<b>KBS</b>	На знању засновани систем	Knowledge-Based System
<b>LINQ</b>		Language-Integrated Query
<b>LOM</b>	Ламинација	Laminated object manufacturing
<b>MCDM</b>	Доношење одлука на основу више критеријума	Multi-Criteria Decision Making
<b>MISS</b>	Минимално инванзивне операције кичме	Minimum Invasive Spine Surgeries
<b>MODM</b>	Доношење одлука на основу више циљева	Multiple Objective Decision Making
<b>MRI</b>	Магнетна резонанца	Magnetic Resonance Imaging
<b>NC</b>	Нумерички управљане машине	Numeric Control
<b>PROMETHEE</b>		Preference Ranking Organization Method for Enrichment Evaluations
<b>REST</b>		Representational State Transfer
<b>RM</b>	Брза производња	Rapid Manufacturing
<b>RP</b>	Брз развој прототипова	Rapid Prototyping
<b>SLA</b>	Стереолитографија	Stereolithography
<b>SLM</b>	селективно ласерско топљење	Selective Laser Melting
<b>SLS</b>	селективно ласерско синтеровање	Selective Laser Sintering
<b>SMTP</b>		Simple Mail Transfer Protocol
<b>SPIF</b>	Једнострано тачкасто инкрементално деформисање	Single Point Incremental Forming
<b>SOA</b>	Сервисно оријентисана архитектура	
<b>SOAP</b>		Simple Object Access Protocol
<b>SS</b>	Нерђајући челик	Stainless Steel
<b>TKA</b>	Уградња вештачког колена	Total Knee Arthroplasty
<b>TPL</b>		Tibia-Plato-Lateral
<b>TOPSIS</b>	Технике за приоритетни редослед по сличности до идеалног решења	Technique for Order of Preference by Similarity to Ideal Solution
<b>UDDI</b>		Universal Description, Discovery and Integration
<b>WfMS</b>	Систем за праћење и управљање токовима рада	Workflow Management System
<b>WSDL</b>		Web Service Description Language
<b>XML</b>		Extensible Markup Language



## БИОГРАФИЈА



Мр Милош С. Ристић, дипломирани инжењер машинства, рођен је 15. јануара 1978. године у Нишу од мајке Мирјане и оца Слободана. Након завршене основне школе „Добросав Јовановић – Станко“ и гимназије „Бора Станковић“ у Нишу са одличним успехом, 1996. године уписује Машински факултет Универзитета у Нишу. Академске студије завршава просечном оценом 8,32 на смеру за производно машинство, а дипломски рад под називом „Пројектовање пужног преносника за затварање лептирастих затварача“ успешно брани 2005. године са оценом 10 и стиче звање дипломираног инжењера машинства.

Исте, 2005. године уписује магистарске студије на Машинском факултету Универзитета у Нишу, где 2012. године, након положених испита са просечном оценом 10, успешно брани магистарски рад под називом „Пројектовање производа са аспекта технолоичности“, под менторством проф. др Миодрага Манића и стиче академски назив магистра машинских наука, у области производног машинства.

Децембра 2005. године почиње да ради у Вишој техничкој школи у Нишу као стручни сарадник, а касније и као асистент на Високој техничкој школи струковних студија у Нишу, где и данас ради са звањем предавача. Током рада на Високој техничкој школи, учествовао је у реализацији 3 међународна пројекта из ТЕМПУС програма, а тренутно учествује у реализацији 1 пројекта у оквиру програма ЕРАСМУС+.

До сада је објавио 40 научно-стручних радова, од којих се издвајају:

- 1 рад објављен у часопису са SCI листе, категорије М23;
- 1 рад прихваћен за објављивање у часопису од међународног значаја, категорије М24;
- 10 радова саопштених на скуповима међународног значаја, штампаних у целини, категорије М33;
- 1 рад објављен у научном часопису, категорије М53;
- 16 радова саопштених на скуповима од националног значаја, категорије М63;
- као и радови саопштени на саветовањима и стручним конференцијама, публиковани у зборницима радова и стручним часописима.

За потребе студената, учествовао је у изради три практикума из предмета Техничко цртање и Машински елементи, а објавио је и два рада из педагошке праксе, штампаних у Просветном прегледу.

Поред формалног образовања, активним учешћем у раду цивилног сектора и удружења грађана, стекао је значајно неформално образовање и искуство. Активан је члан извиђачке организације у одреду извиђача „Мија Станимировић“ из Ниша.

Ожењен је, и у браку са супругом Весном има сина Лазара.